

Gonçalo Nuno de Sousa Macedo Leal

Desenvolvimento de um Pupilómetro

Lisboa
2008

Orientador Científico: Prof. Doutor Pedro Vieira (FCT-UNL)

Co-Orientador Científico: Prof. Doutor Carlos Neves (FML-UL)

O estudo da presente dissertação foi realizado no âmbito das seguintes colaborações:

- Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade Nova de Lisboa (FCT-UNL) para orientação da dissertação;
- Instituto de Biofísica e Engenharia Biomédica (IBEB) para orientação;
- Instituto de Medicina Molecular (IMM) para co-orientação.

O trabalho desenvolvido deu origem às seguintes apresentações:

- *Poster* científico intitulado *Desenvolvimento de um Pupilómetro*, apresentado no 16º Encontro Nacional da Física/17º Encontro Ibérico para o Ensino da Física que decorreu nos dias 3, 4 e 5 de Setembro de 2008.
- Apresentação oral e publicação de um *paper* na conferência BIODEVICES 2009: International Conference on Biomedical Electronics and Devices, a realizar no Porto entre os dias 14 e 17 de Janeiro de 2009.

Agradecimentos

Aos meus pais, por acreditarem sempre em mim.

Ao Prof. Pedro Vieira, pela orientação.

Aos grandes amigos que tenho, para as boas e más horas.

À Tânia, que me tem apoiado e ajudado ao longo deste processo.

Índice

Resumo	15
Abstract	16
1. Introdução.....	17
1.1 Conteúdo da dissertação	18
1.2 Estado da arte	19
2. Enquadramento teórico	22
2.1 Anatomia do olho	22
2.2 Sistema nervoso periférico	25
2.3 Percurso neuronal dos reflexos pupilares	26
2.3.1 Vias ópticas centrais.....	26
2.3.2 Contração pupilar: reflexos.....	27
2.3.3 Dilatação pupilar: sistema nervoso central e periférico	28
2.4 Pupila	30
2.4.1 Miose: contração pupilar	30
2.4.2 Midríase: dilatação pupilar	31
2.4.3 Testes fisiológicos das funções pupilares.....	31
2.4.4 Patologias da pupila	35
2.4.5 Patologias associadas a defeitos visuais do olho humano	39
2.4.6 Óptica do olho: olho humano vs máquina fotográfica	43
2.5 Processamento de imagem digital em MATLAB.....	44
3. Pupilómetro: material e métodos.....	47
3.1 <i>Hardware</i>	48
3.2 <i>Software</i>	51

3.2.1 Algoritmo <i>Starburst</i>	52
3.2.2 Algoritmos desenvolvidos	54
3.2.3 Interface	63
3.3 <i>Workflow</i>	72
3.3.1 Perfil 1: Aquisição e tratamento de dados	72
3.3.2 Perfil 2: Tratamento de dados já existentes	76
4. Resultados	79
4.1 Teste 1	79
4.2 Teste 2	83
4.3 Teste 3	87
4.4 Teste 4	91
4.5 Teste 5	95
4.6 Teste 6	99
4.7 Teste 7	103
4.8 Teste 8	107
4.9 Teste 9	111
4.10 Teste 10	115
4.11 Tabela de resultados	119
4.12 Análise e estatística dos resultados	120
5. Discussão	123
6. Conclusão	129
6.1 Perspectivas futuras	129
Bibliografia	136
Apêndices	140

Apêndice 1 – Funções criadas em MATLAB.....	141
<i>Square Threshold</i>	141
<i>Circle Threshold</i>	144
Detecção dos limites pupilares (baseada numa função do algoritmo <i>Starburst</i>).....	148
Normalização de dados	151
Máximos e mínimos.....	152
Área e perímetro	153
Detecção da pupila para um conjunto de imagens.....	154
Salvar resultados.....	156
<i>Edit subject data</i>	157
Apêndice 2 – Ficheiro <i>Help</i> da interface.	158
Workflow 1: <i>Acquire and process data</i>	158
Workflow 2: <i>Process past data</i>	162
Apêndice 3 – Ficheiro <i>output</i> do teste 1.	165
Apêndice 4 – Ficheiro <i>output</i> do teste 2.	166
Apêndice 5 – Ficheiro <i>output</i> do teste 3.	167
Apêndice 6 – Ficheiro <i>output</i> do teste 4.	168
Apêndice 7 – Ficheiro <i>output</i> do teste 5.	169
Apêndice 8 – Ficheiro <i>output</i> do teste 6.	170
Apêndice 9 – Ficheiro <i>output</i> do teste 7.	171
Apêndice 10 – Ficheiro <i>output</i> do teste 8.	172
Apêndice 11 – Ficheiro <i>output</i> do teste 9.	173
Apêndice 12 – Ficheiro <i>output</i> do teste 10.	174
Anexos.....	175

Anexo 1 - Tabela que relaciona as propriedades da luz com os estímulos da pupila.	176
Anexo 2 - Doenças mais comuns que causam defeitos na pupila.	177
Anexo 3 - Causas comuns de anisocória.	178
Anexo 4 - <i>Datasheet</i> da câmara utilizada.	179
Anexo 5 – <i>Datasheet</i> da lente utilizada no sistema.	181
Anexo 6 - <i>Datasheet</i> da câmara de infravermelhos que está previsto ser utilizada na versão 2.	184
Anexo 7 - Especificações da Câmara CCD que está previsto ser utilizada como <i>upgrade</i>	186
Anexo 8 - Detalhes do sensor da câmara CCD.	187
Anexo 9 - <i>Datasheet</i> da Lente Zoom manual que está previsto ser utilizada na versão 2.	188
Anexo 10 - <i>Datasheet</i> do iluminador anelar infravermelho que está previsto ser utilizado na versão 2.	189
Anexo 11 – Características do iluminador.	190

Índice de Figuras

CAPÍTULO 2

Figura 2.1 - Constituintes do olho humano. [Obtida em: http://www.maculacenter.com/EyeAnatomy.htm]	22
Figura 2.2 - Músculos da cavidade orbitária. [Obtida em: http://www.jirehdesign.com/]	23
Figura 2.3 - Demonstração dos sistemas de coordenadas da rotação do olho: Fick, Euler e Helmholtz.	24
Figura 2.4 - Sistema nervoso visual. [Obtida em: NETTER, Frank H., <i>Atlas de Anatomia Humana</i> . 2ª ed. Porto Alegre: Artmed, 2000]	26
Figura 2.5 - Nervo óptico. [Obtida em: http://www.maculacenter.com/EyeAnatomy.htm]...	27
Figura 2.6 - Enervação simpática do olho, onde se observam três cadeias de fibras. [Obtido em: MALONEY, W. F., <i>et al.</i> Am J Ophthalmol. Vol.90. 1980]	29
Figura 2.7 - Miose e midríase, respectivamente. [Adaptado de: http://www.jirehdesign.com/]	30
Figura 2.8 - Resposta do diâmetro pupilar a um estímulo luminoso (<i>pupillary light reflex</i>) [Adaptado de: http://cnri.edu/coursedemo/Pupils_and_Pupillary_Symptoms/Pupil_Reflexes.htm].....	33
Figura 2.9 - Métodos de diagnóstico de desordens pupilares. [Obtido em: KAUFMAN, Paul and Albert Alm, <i>Adler's PHYSIOLOGY OF THE EYE. Clinical Application</i> . Tenth Edition. St. Louis: Mosby, 2003]	35
Figura 2.10 - Demonstração pupilográfica de um defeito da pupila direita. Aplicados estímulos luminosos a ambos os olhos, observa-se menor amplitude de dilatação da pupila direita.....	36
Figura 2.11 - Exemplo da pupila de Adie, à esquerda.	36
Figura 2.12 - Iluminação infravermelha de um paciente com pupila de Adie.	37
Figura 2.13 - Demonstração pupilográfica do tempo de dilatação pupilar de um olho com síndrome de Horner.....	38

Figura 2.14 - Olho míope. A imagem foca antes da retina. [Obtido em: http://www.maculacenter.com/EyeConditions/myopia.htm]	39
Figura 2.15 - Olho hipermetrope: a imagem foca após a retina. [Adaptado de: http://www.arlaintst.fi/nv-peda/silmat/hyperopia.htm].....	39
Figura 2.16 - Exemplo de desfocagem causada pela presbiopia. [Obtido em: http://www.custommatchsolutions.com/Portuguese/presbyopia.htm].....	40
Figura 2.17 - Olho com astigmatismo. [Obtido em: http://www.lasik.com.ph/refractive-errors.htm]	40
Figura 2.18 - Olho com cataratas: o cristalino encontra-se opaco. [Obtido em: http://www.cataract.com.ph/cataract.htm]	41
Figura 2.19 - Olho com glaucoma. A pressão intra-ocular aumenta, danificando o nervo óptico. [Obtido em: http://bronzedog.blogspot.com/2007/10/glaucoma-ii-twice-danger.html]	41
Figura 2.20 - Sistema de drenagem do humor aquoso no interior do olho.	42
Figura 2.21 - Máquina fotográfica Vs Olho humano. [Obtido em: http://www.maculacenter.com/EyeAnatomy.htm]	43
Figura 2.22 - Exemplo de uma imagem (matriz) de 3x3 pixels em MATLAB.	45

CAPÍTULO 3

Figura 3.1 - Diagrama de blocos de todo o sistema.....	47
Figura 3.2 - Esquema de montagem da primeira fase. De salientar, a roxo, a câmara Ethernet utilizada. [Desenhado em AUTOCAD 2009]	49
Figura 3.3 - Apoio da cabeça do paciente. É composto por um parafuso macrométrico que permite o deslocamento da cabeça do sujeito na vertical.....	49
Figura 3.4 - Vista do sistema mecânico em perspectiva. O sistema desloca-se horizontalmente em todas as direcções e desloca a câmara na vertical.	49
Figura 3.5 - Câmara utilizada.	50
Figura 3.6 - Informação técnica da câmara utilizada.	50
Figura 3.7 - Diagrama de Blocos do Algoritmo <i>Starburst</i> . [Baseado em (9)]	52
Figura 3.8 –Demonstração do algoritmo <i>Starburst</i>	54

Figura 3.9 - Diagrama de blocos do algoritmo desenvolvido.	55
Figura 3.10 - Análise da intensidade de tons de cinzento de uma linha (esquerda) e de uma coluna (direita), a título de exemplo.	57
Figura 3.11 - Imagem digital do olho numa escala a 3 dimensões: posições x e y e intensidade de cada pixel.	57
Figura 3.12 - Diagrama de blocos do <i>Square Threshold</i>	59
Figura 3.13 - Demonstração do algoritmo na interface.	60
Figura 3.14 - Diagrama de blocos do <i>Circle Threshold</i>	61
Figura 3.15 – Demonstração do algoritmo na interface.	62
Figura 3.16 – Separador <i>Data Aquisition</i>	64
Figura 3.17 – Formulário <i>Edit Subject Data</i>	65
Figura 3.18 – Formulário <i>Measurement Data</i>	65
Figura 3.19 – Separador <i>Data Processing</i>	67
Figura 3.20 - Opção <i>Load</i>	68
Figura 3.21 - Exemplo de cálculo do valor de <i>Threshold</i> pelo método <i>Square Threshold</i>	69
Figura 3.22 - Exemplo de cálculo do valor de <i>Threshold</i> pelo método <i>Circle Threshold</i>	69
Figura 3.23 - Exemplo de uma imagem de um olho com a detecção pupilar em curso.	69
Figura 3.24 - Painel <i>Statistics</i>	70
Figura 3.25 - Funcionalidade <i>Plot</i>	70
Figura 3.26 - Tabela de valores da área pupilar (semelhante às restantes grandezas).	71
Figura 3.27 - Exemplo de um ficheiro de texto com os dados do exame realizado.	71

CAPÍTULO 4

Figura 4.1 – Exemplo de uma detecção pupilar no decorrer do Teste 1.	79
Figura 4.2 – Exemplo de uma detecção pupilar no decorrer do Teste 2.	83
Figura 4.3 – Exemplo de uma detecção pupilar no decorrer do Teste 3.	87
Figura 4.4 – Exemplo de uma detecção pupilar no decorrer do Teste 4.	91
Figura 4.5 – Exemplo de uma detecção pupilar no decorrer do Teste 5.	95
Figura 4.6 - Exemplo de uma detecção pupilar no decorrer do Teste 6.	99

Figura 4.7 – Exemplo de uma detecção pupilar no decorrer do Teste 7.....	103
Figura 4.8 – Exemplo de uma detecção pupilar no decorrer do Teste 8.....	107
Figura 4.9 – Exemplo de uma detecção pupilar no decorrer do Teste 9.....	111
Figura 4.10 – Exemplo de uma detecção pupilar no decorrer do Teste 10.....	115

CAPÍTULO 6

Figura 6.1 - Esquema de montagem por módulos. [Obtido em: http://www.edmundoptics.com/WE/]	131
Figura 6.2 - Esquema de montagem do pupilómetro em 3D.	132
Figura 6.3 - Vista do sistema mecânico em perspectiva	132
Figura 6.4 - Câmara JAI CM-140GE. [Obtido em: Anexo 7].....	133
Figura 6.5 - Sensibilidade espectral do sensor (excluindo as características da lente e da fonte de luz). [Obtido de: Anexo 7].....	133
Figura 6.6 - Dimensionamento da lente utilizada. [Obtido de: Anexo 10]	134
Figura 6.7 - Esquema de funcionamento do iluminador infravermelho anelar. [Obtido de: Anexo 11]	134
Figura 6.8 - Filtro polarizador anelar para o iluminador.....	135
Figura 6.9 - Filtro polarizador para a lente.....	135

Índice de Tabelas

Tabela 1 - Variação do diâmetro da pupila na ausência de luz, com a idade. O diâmetro da pupila é expresso numa percentagem do conjunto total pupila+íris (100%).	32
Tabela 2 - Causas da fraca dilatação pupilar no escuro. [Obtido em: KAUFMAN, Paul and Albert Alm, <i>Adler's PHYSIOLOGY OF THE EYE. Clinical Application</i> . Tenth Edition. St. Louis: Mosby, 2003].....	34
Tabela 3 - Causas de desordens pupilares dado um estímulo luminoso. [Obtido em: KAUFMAN, Paul and Albert Alm, <i>Adler's PHYSIOLOGY OF THE EYE. Clinical Application</i> . Tenth Edition. St. Louis: Mosby, 2003].....	34
Tabela 4 - Formatos de imagem reconhecidos pelo programa MATLAB.....	46
Tabela 5 – Procedimento da detecção de características específicas ⁽⁶⁾	53
Tabela 6 – Tradução do código do algoritmo de detecção pupilar.	56
Tabela 7 - Tradução do código do algoritmo de detecção de <i>Threshold</i> por pontos.....	59
Tabela 8 - Tradução do código de detecção de <i>Threshold</i> por círculos.....	61
Tabela 9 – Tabela de resultados.....	119

Índice de Apêndices

Apêndice 1 – Funções criadas em MATLAB.....	141
Apêndice 2 – Ficheiro <i>Help</i> da interface.....	158
Apêndice 3 – Ficheiro <i>output</i> do teste 1.....	165
Apêndice 4 – Ficheiro <i>output</i> do teste 2.....	165
Apêndice 5 – Ficheiro <i>output</i> do teste 3.....	167
Apêndice 6 – Ficheiro <i>output</i> do teste 4.....	168
Apêndice 7 – Ficheiro <i>output</i> do teste 5.....	169
Apêndice 8 – Ficheiro <i>output</i> do teste 6.....	170
Apêndice 9 – Ficheiro <i>output</i> do teste 7.....	171
Apêndice 10 – Ficheiro <i>output</i> do teste 8.....	172
Apêndice 11 – Ficheiro <i>output</i> do teste 9.....	173
Apêndice 12 – Ficheiro <i>output</i> do teste 10.....	174

Índice de Anexos

Anexo 1 - Tabela que relaciona as propriedades da luz com os estímulos da pupila.	176
Anexo 2 - Doenças mais comuns que causam defeitos da pupila.	177
Anexo 3 - Causas comuns de anisocoria.	178
Anexo 4 - <i>Datasheet</i> da câmara utilizada.	179
Anexo 5 – <i>Datasheet</i> da lente utilizada no sistema.	181
Anexo 6 - <i>Datasheet</i> da câmara de infravermelhos que está previsto ser utilizada na versão 2.	184
Anexo 7 - Especificações da Câmara CCD que está previsto ser utilizada como upgrade. ..	186
Anexo 8 - Detalhes do sensor da câmara CCD.	187
Anexo 9 - <i>Datasheet</i> da Lente Zoom manual que está previsto ser utilizada na versão 2.....	188
Anexo 10 - <i>Datasheet</i> do iluminador anelar infravermelho que está previsto ser utilizado na versão 2.	189
Anexo 11 – Características do iluminador.	190

Resumo

O movimento da pupila é a resposta à variação da intensidade da luz na retina, com vista a ajudar a otimizar a percepção visual. Num ambiente de luz fraca a dilatação da pupila (midríase) é um meio eficaz para maximizar o número de fotões que chega à retina, que por sua vez activa os processos de adaptação à pouca luz. Aquando da exposição a uma luz forte, a contracção da pupila (miose) permite a redução da intensidade da luz na retina numa proporção eficaz, servindo como resposta rápida dos mecanismos de adaptação à luz intensa⁽¹⁾.

O estudo da abertura da pupila tem interesse clínico relevante, pois esta actua como um indicador objectivo da sensibilidade da retina à luz e, por consequência, do nervo óptico. A sua oscilação permanente é resultado do equilíbrio entre fluxos opostos dos sistemas nervosos simpático e parassimpático. O estado da pupila de um indivíduo permite o diagnóstico de várias doenças, entre as quais distúrbios do sono (narcolepsia), esquizofrenia (reacção a fármacos), Síndrome de Adie, Alzheimer, dependência de narcóticos, entre outras.

Neste trabalho apresenta-se um equipamento óptico estável e robusto para a detecção da área da pupila e sua variação numa escala temporal. Desenvolveu-se um algoritmo de detecção do contorno pupilar, implementado num programa de interface simples, intuitivo e *user friendly*. Com vista à validação técnica do sistema desenvolvido foram feitas medições da área, perímetro, diâmetro horizontal e diâmetro vertical que, após estudo estatístico e comparativo, permitiram tirar conclusões acerca das dimensões gerais da pupila, da sua variação dado um determinado estímulo e da viabilidade clínica do equipamento concebido.

Palavras-chave: pupila, pupilometria, instrumentação, oftalmologia.

Abstract

The pupil moves in response to the variation in light intensity in the retina, with a view to assisting the optimizing of visual perception. In dim light, pupil dilation (midriasis) is an effective way to maximize the number of photons reaching the retina, which in turn activates adaptive mechanisms to low light intensity. When exposed to bright light, miosis causes an adequate reduction in the intensity of light in the retina, acting as immediate response to the mechanisms of adapting to intense light.

The study of the enlarging of the pupil is of relevant clinical interest, for it acts as an objective indicator of the retina's sensitivity to light and, as a result, of the optical nerve. The permanent oscillations of the pupil are due to the balance between two opposite neural flows: the sympathetic and parasympathetic. The state of a person's pupil allows for several diseases to be diagnosed, among which sleep disturbances (narcolepsy), schizophrenia (pharmacological reaction), Adie's Syndrome, Alzheimer's, narcotic addiction, among others.

This project presents stable and robust optical equipment for detecting the area of the pupil and its variation on a temporal scale. An algorithm was developed to detect the pupil contour, implemented in a simple, intuitive and user friendly interface program. Using the equipment developed, measurements were taken of the area, perimeter, horizontal diameter and vertical diameter which, after a statistical and comparative study, made it possible to reach conclusions regarding the general dimensions of the pupil, its variation prompted by a given stimulus and the clinical viability of the equipment concerned.

Keywords: pupil, pupillometer, instrumentation, ophthalmology.

1. Introdução

A presente dissertação de mestrado surge no âmbito do curso de Mestrado Integrado em Engenharia Biomédica da Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade Nova de Lisboa (FCT-UNL), e foi desenvolvida em colaboração com o Departamento de Fisiologia do Instituto de Medicina Molecular (IMM) e o Instituto de Biofísica e Engenharia Biomédica (IBEB).

A pupila dilata e contrai por activação dos sistemas nervosos simpático e parassimpático, respectivamente. Este mecanismo é uma mais-valia na avaliação do estado geral do sistema nervoso autónomo. Surge portanto a necessidade de calcular com precisão o tamanho da pupila e da sua evolução no tempo, para fazer tal avaliação ⁽²⁾. É importante salientar que os métodos de pupilometria são métodos não invasivos, confortáveis para quem os realiza e que podem ser utilizados em diversas áreas, tais como a oftalmologia, a psiquiatria, a psicologia, a biométrica, entre outros.

Exposto o problema, o projecto teve como objectivo o desenvolvimento de um equipamento para medida automática da variação das dimensões da pupila (**pupilómetro**), com vista à sua utilização em estudos clínicos relacionados com patologias do sistema nervoso.

Pretendeu-se criar um algoritmo de detecção do contorno pupilar onde se dimensionam a área, perímetro e diâmetros horizontal e vertical da pupila. Este algoritmo foi implementado numa interface também desenvolvida no âmbito do projecto, que permite a aquisição, detecção e tratamento de dados. Foi igualmente construída uma base de dados para melhor organizar a informação sobre todos os indivíduos estudados, de forma a tornar a interface mais robusta e fácil de trabalhar.

Para desenvolver a parte de *software* optou-se por utilizar o programa MATLAB. Trata-se de um *software* interactivo de alta performance, voltado para o cálculo numérico. O MATLAB integra análise numérica, cálculo com matrizes, processamento de sinais e construção de gráficos em ambiente fácil de usar, onde problemas e soluções são expressos somente como eles são escritos matematicamente, ao contrário da programação tradicional. O seu elemento básico de informação é uma matriz que não requer dimensionamento (o que é importante quando se trabalha com funções onde não se pode prever a dimensão dos resultados).

No intuito de inovar, construiu-se um sistema robusto, de alta resolução, com um algoritmo rápido e eficaz que permite ter uma boa relação especificidade vs sensibilidade. Não foram feitas aproximações geométricas da pupila. Aliado a este sistema está uma interface totalmente desenvolvida de raiz, que pode ser instalada em qualquer computador, mesmo que não tenha instalado o MATLAB.

Por fim, testou-se todo o sistema num conjunto de indivíduos e tiraram-se conclusões de como as dimensões da pupila variaram ao longo do tempo.

1.1 Conteúdo da dissertação

Esta dissertação encontra-se dividida em três grandes partes: a primeira, que corresponde aos dois primeiros capítulos, consiste numa introdução ao trabalho e numa explicação dos conceitos teóricos necessários ao estudo; a segunda descreve o desenvolvimento de todo o sistema; e a terceira compreende o estudo feito com o sistema já desenvolvido, o tratamento e a discussão de resultados.

O Capítulo 1 é a introdução do trabalho, onde se enquadra o projecto e se explica o que foi feito. Neste capítulo é também feita referência ao estado da arte da tecnologia envolvida.

O Capítulo 2 é o enquadramento teórico do projecto. Nele são explicados os conceitos físicos e médicos associados ao conteúdo do projecto. É feita a descrição anatómica do olho, são explicados conceitos físicos da óptica moderna e dá-se ênfase à pupila e às patologias que lhe estão associadas. É também neste capítulo que se introduz a linguagem de programação MATLAB que é usada no desenvolvimento de todos os algoritmos e interfaces do projecto.

O Capítulo 3 é onde se descreve todo o material que foi utilizado na construção do sistema e também os métodos utilizados na construção dos algoritmos e da interface do sistema.

O Capítulo 4 é dedicado aos resultados. Descrevem-se os resultados obtidos na utilização das duas versões do sistema e incluem-se as tabelas de valores das dimensões da pupila de uma amostra de indivíduos.

O Capítulo 5 é a discussão dos resultados do trabalho. Nesta parte são explicados os motivos dos procedimentos tomados e os problemas encontrados ao longo do projecto.

O Capítulo 6 é a conclusão do trabalho: apresentam-se conclusões, recomendações e perspectivas futuras da tecnologia desenvolvida.

Nos apêndices e anexos apresentam-se as instruções de todos os componentes utilizados na construção do sistema e também algumas tabelas de estudos feitos anteriormente na área da pupilometria.

1.2 Estado da arte

Existem diversas técnicas e métodos disponíveis, sendo os mais fiáveis a pupilometria televisiva e a pupilometria fotográfica. A primeira pode ser monocular e binocular. Os olhos são iluminados com luz infravermelha, para que a pupila possa ser medida na ausência de luz, até porque a luz exterior serve de estímulo à pupila e condiciona o seu diâmetro. São montadas duas câmaras de televisão sensíveis ao infravermelho, posicionadas à frente dos olhos, que permitem medir, após tratamento dos dados, a área ou o diâmetro pupilar. São usados estímulos como uma luz brilhante, fazendo-se variar diversos parâmetros, tais como a frequência, comprimento de onda da luz e intensidade. O *output* pupilométrico é posteriormente tratado analogicamente, com recurso a mapas existentes, ou então digitalmente, com recurso a *software* especializado ⁽³⁾.

Para além da pupilometria televisiva existe também a pupilometria fotográfica. Este é o método usado neste projecto para fazer o dimensionamento da pupila. Com recurso a uma câmara com *zoom* podemos adquirir uma imagem do olho pormenorizada e de alta resolução e, posteriormente, tratar as imagens com *software* de detecção de contornos.

O tempo de latência de recuperação da pupila a um estímulo (*flash*) é de cerca de 0,2 segundos, logo, as primeiras imagens adquiridas por um sistema de alta resolução são ainda da pupila antes de começar a sua contracção. Este método permite fazer o diagnóstico de doenças relacionadas com a variação das dimensões da pupila, sendo por isso um método bastante eficaz e fácil de realizar para um paciente. É de salientar que este método depende

grandemente da resolução da câmara utilizada, visto que o seu *output* é dado em pixéis e, por isso, quanto melhor a resolução mais variações serão detectadas.

Nos dias de hoje, a pupilometria encontra-se maioritariamente ligada aos computadores (*pupilometria computadorizada*). Esta tecnologia analisa numericamente os parâmetros da pupila, e a sua sensibilidade depende muito da resolução do aparelho. Os pupilómetros diferem no aparato físico, nos princípios físicos utilizados, na versatilidade da sua aplicabilidade, na sua resolução, na forma de obtenção de resultados e no modo como fazem o seu tratamento.

São utilizadas câmaras CCD como detectores, com resoluções de cerca de 0.01mm (resolução linear) e 0.02s (resolução temporal), que constituem uma frequência de gravação de dados de cerca de 50 Hz. É de salientar que os aparelhos equipados com este tipo de detectores são relativamente lentos, pois precisam de fazer inicialmente aquisição de imagem e, posteriormente, processá-la bidimensionalmente. Uma outra desvantagem importante é o preço dos sistemas ópticos, que se torna um impedimento no desenvolvimento de novos produtos.

A pupilometria feita hoje em dia utiliza inúmeros algoritmos de detecção de contorno. A maioria destes faz aproximações que condicionam os resultados. Os algoritmos mais antigos fazem aproximação da pupila a uma circunferência ou a uma elipsóide, consideram o olho uma esfera perfeita e não têm em conta os movimentos de rotação ocular⁽²⁾. Se o alinhamento do detector com o olho não for perfeito, a circunferência calculada induzirá erros nos resultados obtidos. Para além disso, utilizam câmaras que trabalham no espectro visível e, portanto, os resultados apresentam os reflexos da luz (tanto ambiente como do estímulo aplicado).

Já existem, mais recentemente, estudos realizados onde são aplicados outros algoritmos mais fidedignos, tais como as séries de Fourier⁽⁴⁾. Este método permite uma aproximação aos pontos de fronteira da pupila e descreve a maneira correcta de os associar de forma não circular. Anteriormente é feita uma análise do histograma da imagem digital do olho, que permite, após tratamento, identificar a pupila e remover possíveis aberrações. Estes

algoritmos são tanto melhores quanto mais coeficientes de Fourier forem utilizados. No entanto, devido ao tempo de processamento dos cálculos, é sempre necessário arranjar uma boa relação sensibilidade/especificidade⁽⁴⁾.

A maior parte dos pupilómetros visa estudar um fenómeno conhecido como *pupillary light reflex*, que consiste na aplicação de um estímulo visual, na forma de um *flash* de luz, que posteriormente produz uma curva da variação do diâmetro da pupila/tempo⁽⁵⁾.

A tendência do mercado é, dadas as suas desvantagens, apostar em equipamentos portáteis, de fácil utilização, mas que pecam pela resolução e sensibilidade dos algoritmos de tratamento⁽⁶⁾.

2. Enquadramento teórico

2.1 Anatomia do olho

A visão é um sentido que é constituído pelo olho e seus anexos. O globo ocular está situado na cavidade orbitária, por baixo do cérebro e acima das fossas nasais. Este órgão está ligado às paredes da cavidade orbitária por uma lâmina fibrosa que tem o nome de cápsula de Tenon. À frente do olho encontram-se as pálpebras, a conjuntiva e o aparelho lacrimal. Atrás do olho, na cavidade orbitária, estão situados os músculos extrínsecos ⁽⁷⁾.

A órbita é uma cavidade que tem a forma de uma pirâmide quadrangular e é nela que estão localizados o globo ocular, os músculos, os nervos e os vasos que lhe estão associados ⁽⁸⁾.

O globo ocular é o órgão mais importante da visão. Tem, aproximadamente, a forma de uma esfera achatada de cima para baixo e, à frente, tem uma maior saliência. No que toca a dimensões, tem cerca de 2,5 cm de diâmetro transversal, cerca de 2,2 cm de diâmetro vertical, 2,6 cm de diâmetro ântero-posterior, pesa cerca de 8 g e tem cerca de 6,5 cc de volume. Enquanto vivo é um órgão bastante duro, característica esta garantida pelas túnicas concêntricas que envolvem o interior do olho (meios líquidos e sólidos).

As membranas túnicas que constituem as paredes do olho são três: a túnica fibrosa do olho (natureza fibrosa), a túnica músculo-vascular e a túnica nervosa.

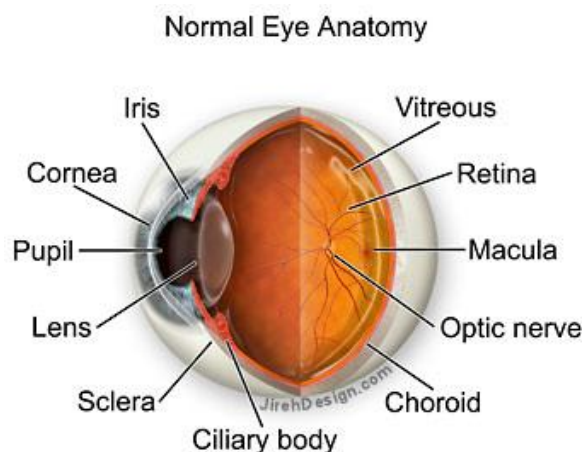


Figura 2.1 - Constituintes do olho humano.
[Obtida em: <http://www.maculacenter.com/EyeAnatomy.htm>]

A cavidade orbitária contém sete músculos, estando um deles indirectamente relacionado com o olho, o levantador da pálpebra superior (que protege o olho). Os outros seis constituem os músculos extrínsecos do olho: quatro músculos rectos (superior, inferior, interno e externo) e dois oblíquos (grande e pequeno). Apenas o músculo pequeno oblíquo não está inserido num tendão comum (tendão de Zinn) pelo que a sua inserção e direcção são diferentes das dos restantes.

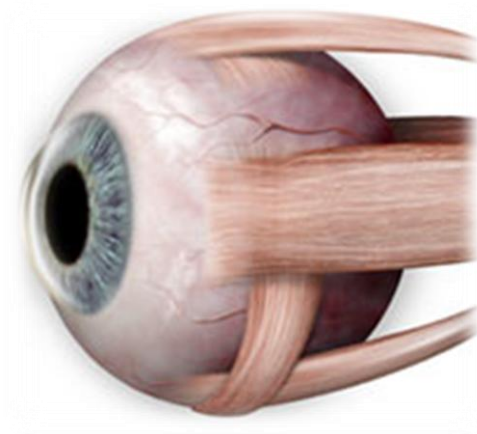


Figura 2.2 - Músculos da cavidade orbitária.
[Obtida em: <http://www.jirehdesign.com/>]

O músculo recto superior eleva o olho e faz a rotação medial do globo ocular no seu eixo anteroposterior (intorção). O músculo recto inferior faz descer o olho e faz a rotação medial do globo ocular lateralmente no seu eixo anteroposterior (extorção). O músculo recto lateral faz a rotação do olho lateralmente (abductor). O músculo recto medial roda o olho medialmente (aducção). O músculo oblíquo superior faz descer o olho e, ao mesmo tempo, roda-o lateralmente (abdução). Também roda a córnea medialmente no seu eixo anteroposterior (intorção). O músculo oblíquo inferior eleva o olho e, ao mesmo tempo, roda-o lateralmente (abdução). Também roda o olho lateralmente no seu eixo anteroposterior (extorção).

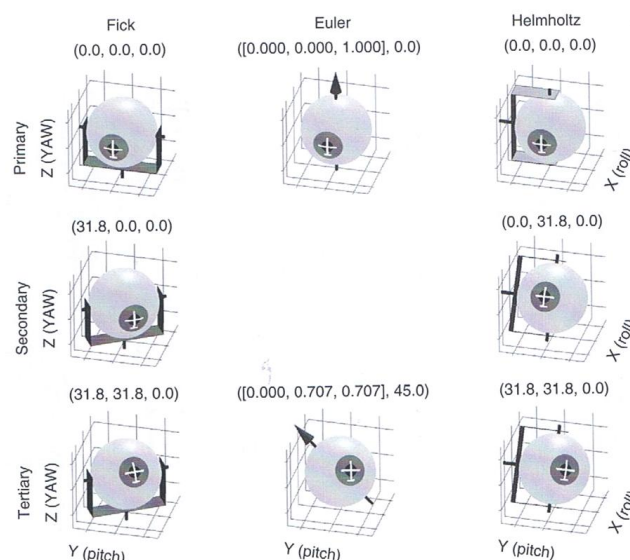


Figura 2.3 - Demonstração dos sistemas de coordenadas da rotação do olho: Fick, Euler e Helmholtz. A coluna da esquerda mostra algumas das posições alcançadas pelo olho em torno de um dos eixos oculares fixos. Não é exibida torção ocular, visto que estes eixos se movimentam com o olho. A coluna central mostra algumas rotações do olho em torno de um eixo fixo na cabeça. A coluna da direita mostra as rotações do olho dado um eixo fixo no olho perpendicular ao eixo do primeiro sistema.

[Obtido em: QUAIA, Christian and Lance M. Optican. "Three-Dimensional Rotations of the Eye". Paul L. Kaufman e Albert Alm. *Adler's Physiology of the Eye*. 10th Edition. St Louis : Mosby, 2003: 820]

A porção do olho mais visada neste trabalho é o conjunto íris/pupila. A íris é a porção mais anterior da túnica músculo-vascular. É um diafragma fino, contráctil e pigmentado, com uma abertura central, a pupila. Está suspensa no humor aquoso, entre o cristalino e a córnea. A íris é constituída por duas faces e duas circunferências, uma face anterior convexa, limitada atrás da câmara anterior do olho (face pigmentada que caracteriza a cor dos olhos de um indivíduo). Outra face, mais posterior, relaciona-se com o cristalino na sua porção central e com os processos ciliares (periferia). A íris tem cerca de 12mm de diâmetro e cerca de 2mm de espessura, sendo mais fina na zona onde se relaciona com o corpo ciliar. A pequena circunferência da íris, a pupila, é móvel e varia, aproximadamente, entre 1mm e 8mm de diâmetro, no entanto estes valores são variáveis de indivíduo para indivíduo. A íris tem a capacidade de controlar a quantidade de luz que entra no olho para a retina ^{(7) (8)}.

Qualquer que seja a cor da íris, esta nunca é uniforme, pois apresenta sempre duas colorações distintas, uma relativa à zona concêntrica mais próxima da pupila e outra relativa à zona concêntrica mais periférica. A cor da íris varia desde o azul claro até ao castanho-escuro,

podendo diferir no mesmo indivíduo de um olho para o outro. Esta cor é produzida pelos pigmentos nos melanócitos. As íris azuis têm menos pigmentos nos melanócitos comparativamente às íris castanhas. A cor azul resulta da absorção da luz com comprimentos de onda longos, e da reflexão da luz com comprimentos de onda curtos. Sobre a pupila falaremos detalhadamente mais adiante.

2.2 Sistema nervoso periférico

No sistema nervoso periférico distinguem-se duas divisões: a somática e a autónoma. A divisão somática é responsável pelo controlo dos músculos esqueléticos e pela transmissão de informação dos órgãos sensoriais. Engloba vários nervos que se ramificam a partir do SNC (sistema nervoso central) e são sensoriais ou aferentes, e motores ou eferentes.

Os nervos sensoriais recolhem da periferia os estímulos que conduzem ao SNC, traduzindo-se depois em sensação tátil, térmica, etc. São os nervos motores que conduzem o estímulo do SNC que vão fazer contrair os músculos, segregar as glândulas, etc, condicionando deste modo diversos comportamentos (ex.: andar, escrever, chorar...). Os nervos de conexão permitem estabelecer a relação entre nervos sensitivos e nervos motores. A divisão autónoma (SNA) controla as diversas estruturas viscerais responsáveis pelos processos vitais básicos, como o coração, os vasos sanguíneos, o sistema digestivo, os órgãos sexuais, entre outros, e funciona de modo automático. O sistema nervoso autónomo divide-se em duas partes, as quais estimulam vários órgãos e glândulas: a divisão simpática e a parassimpática.

A divisão simpática é mais activa (exitatória) e actua quando é necessário um estado de alerta, isto é, poderá acelerar o ritmo cardíaco, aumentar o nível de glicose no sangue, inibir a digestão ou dilatar as pupilas. É formada por nervos que saem da região dorsal e lombar da medula. Deste modo, o sistema nervoso simpático liberta, ao nível das suas terminações nervosas, adrenalina. A divisão parassimpática actua em situações inibitórias como o abaixamento da tensão arterial, diminuição do ritmo cardíaco e contracção da pupila. Estas divisões, simpática e parassimpática, intervêm em conjunto mas com efeitos opostos, contudo estabelecem entre si um equilíbrio. O sistema nervoso parassimpático é formado por nervos

que saem do encéfalo e da região sacral da medula. Os nervos desses sistemas geralmente produzem efeitos contrários entre si, mantendo o equilíbrio interno do corpo.

Assim, o sistema nervoso simpático dilata a pupila, permitindo uma maior entrada de luz no olho e melhorando o sentido da visão. O sistema nervoso parassimpático, pelo contrário, faz contrair a pupila. O equilíbrio entre os dois sistemas fica estabelecido, pois quando um está mais activo, o outro entra em acção oposta.

2.3 Percurso neuronal dos reflexos pupilares

Para compreender os factores mais importantes que afectam directamente o diâmetro e o movimento da pupila dados diversos estímulos, é importante ter noções básicas das vias nervosas visuais. O conjunto destas estruturas tem por nome vias ópticas centrais. O papel das vias ópticas centrais é processar e conduzir a informação visual, através dos nervos ópticos, para o cérebro. Apesar de o olho ser responsável pela transformação dos estímulos visuais em sinais eléctricos, é o cérebro que, no fundo, é o responsável pela percepção visual ⁽³⁾.

2.3.1 Vias ópticas centrais

As vias ópticas centrais fazem parte do sistema nervoso central e são constituídas pela retina, nervo óptico, quiasma óptico, tratos ópticos, corpos geniculados laterais, radiações ópticas e áreas corticais visuais do cérebro.

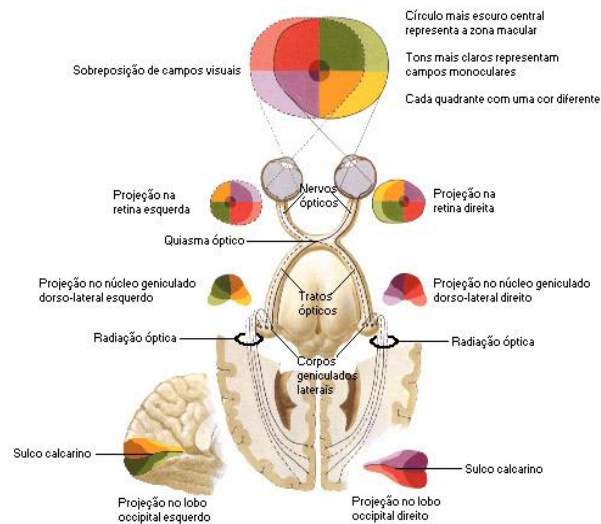


Figura 2.4 - Sistema nervoso visual.

[Obtida em: NETTER, Frank H.. *Atlas de Anatomia Humana*. 2ª ed. Porto Alegre: Artmed, 2000]

O nervo óptico é constituído por um feixe de fibras nervosas que têm origem na retina e emergem próximo do pólo posterior de cada globo ocular. Estas penetram no crânio pelo canal óptico. O nervo óptico é um nervo exclusivamente sensitivo, cujas fibras conduzem impulsos visuais, classificando-se como aferentes somáticas especiais. Cada nervo óptico relaciona-se com o do lado oposto, formando o quiasma óptico, onde há cruzamento parcial das suas fibras, as quais continuam no tracto óptico até ao corpo geniculado lateral. Este recebe os neurónios do nervo óptico e transmite-os para o córtex visual, no lobo occipital.

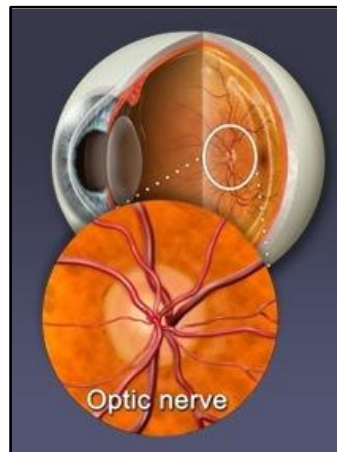


Figura 2.5 - Nervo óptico.

[Obtida em: <http://www.maculacenter.com/EyeAnatomy.htm>]

2.3.2 Contracção pupilar: reflexos

O reflexo da pupila à luz é realizado por três grandes divisões neuronais que integram o estímulo visual e produzem a contracção da pupila: divisão aferente, divisão interneuronal e divisão eferente ⁽¹⁾.

A porção aferente consiste no *input* retinal dos fotoreceptores, neurónios bipolares e células ganglionares. Os axónios das células ganglionares da retina de cada olho transmitem a informação da luz que percorre as sinapses neuronais para os neurónios localizados no núcleo pretectal, na região central do cérebro. Por sua vez, estes neurónios distribuem a informação da luz que passa na pupila pelos neurónios dos núcleos Edinger-Westphal esquerdo e direito, através de ligações cruzadas ou não cruzadas. Daí os neurónios dos núcleos Edinger-Westphal enviam os seus axónios parassimpáticos ao longo dos nervos oculomotores, onde se

relacionam com os gânglios ciliares através de sinapse. Os neurónios dos gânglios ciliares emitem axónios parassimpáticos que percorrem os nervos ciliares até ao globo ocular, onde se relacionam com o músculo esfíncter da íris por sinapse. É importante distinguir os dois estímulos pupilares mais importantes: estímulo à luz (*Pupil Light Reflex*) e estímulo à presença de um objecto perto do olho (*Near Pupil Response*). As suas divisões eferentes são as mesmas mas, ao contrário do que já foi dito para o estímulo a uma luz, o estímulo pupilar de um objecto é diferente na sua divisão aferente. A contracção pupilar, neste caso, envolve a activação do tronco cerebral rostral, mas existe sempre envolvimento dos neurónios dos núcleos Edinger-Westphal.

Os cones e os bastonetes (fotoreceptores) também contribuem, mas de diferente forma, para os reflexos pupilares, dependendo das condições de luz ambiente. Estudos anteriores mostram que pacientes com diversas patologias e/ou deficiências nestes fotoreceptores apresentam défices na visão a cores, e também exibem baixa sensibilidade no decorrer da adaptação pupilar ao escuro. Nestas condições, quando se colocam luzes de baixa intensidade ao paciente, o reflexo pupilar torna-se uma referência fiável da quantidade de luz. Estas contracções pupilares de baixa amplitude são mediadas, nesta fase, pelos bastonetes. Quando se aumenta a intensidade da luz, existe uma maior adaptação do olho e os cones tornam-se dominantes no controlo das respostas pupilares. Dados os estudos realizados, podemos concluir que os bastonetes são responsáveis pela capacidade que a pupila tem em exibir pequenas contracções, de baixa amplitude, como resposta a luzes de baixa intensidade em ambiente de adaptação ao escuro (alta sensibilidade pupilar). Por outro lado, os cones são responsáveis pelas contracções pupilares de maior amplitude. Estas contracções são visíveis a olho nu, e são observadas em estudos clínicos onde se varia bastante a intensidade luminosa dos estímulos (altas variações de *threshold*).

2.3.3 Dilatação pupilar: sistema nervoso central e periférico

Normalmente, quando a pupila dilata ocorrem dois mecanismos distintos: o esfíncter da íris relaxa e o músculo dilatador da íris contrai⁽¹⁾.

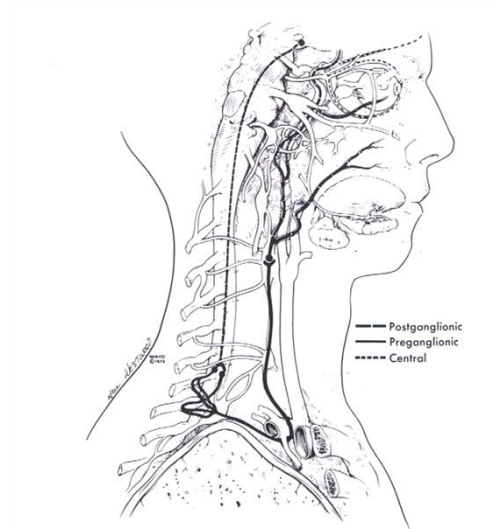


Figura 2.6 - Enervação simpática do olho, onde se observam três cadeias de fibras.
[Obtido em: MALONEY, W. F., *et al.* Am J Ophthalmol. Vol.90. 1980]

Devido ao facto de o esfíncter da íris ser mais forte que o músculo dilatador da íris, a dilatação da pupila não ocorre imediatamente após o relaxamento do esfíncter. Tal fenómeno explica o declive menos acentuado da curva de relaxação pupilar, comparativamente ao declive da curva de contracção pupilar presentes nos típicos testes clínicos da pupilometria.

A relaxação do esfíncter da íris é conseguida pela inibição do núcleo de neurónios Edinger-Westphal a nível do sistema nervoso central, mais precisamente pela activação reticular do tronco cerebral. Em alguns estudos em animais concluiu-se que os processos inibitórios do percurso nervoso visual são realizados pelos neurónios do sistema nervoso simpático. Quando estes processos de inibição estão activos, o sinal parassimpático dos núcleos Edinger-Westphal é suprimido, resultando numa relaxação relativa do esfíncter da íris e, consequentemente, na dilatação da pupila. Quando esta inibição está inactiva, como por exemplo durante o sono, sob efeito de anestesia ou narcóticos, os neurónios pregangliónicos actuam a altas frequências, causando miose. Os neurónios no núcleo Edinger-Westphal são únicos pois, mesmo sem presença de qualquer sinal de entrada, eles encontram-se em frequências altas. Tal facto deve-se a uma protecção inata do ser humano, que consiste em manter pupilas pequenas aquando do sono, ou sob efeito dos outros factores acima mencionados.

Por outro lado, durante o estado de alerta, a inibição supranuclear está activa e os neurónios do núcleo Edinger-Westphal são suprimidos, causando midríase. Se, neste caso, surgir um estímulo na forma de uma luz intensa, um conjunto de impulsos neuronais chega imediatamente ao núcleo Edinger-Westphal vindo da retina e sobrepõe-se ao domínio da inibição do núcleo, causando miose.

Quase todas as condições anteriormente descritas causam mudanças do diâmetro pupilar, devido à forma como o núcleo Edinger-Westphal actua a nível de envio de estímulos nervosos. Podemos afirmar que a actividade nervosa simpática actua como um impulsionador da dilatação pupilar, mas é importante salientar que a actividade periférica simpática não é o único requisito para que ocorra midríase. No entanto, esta actividade dinamiza bastante a dilatação pupilar, tanto a nível de velocidade como a nível de diâmetro máximo.

2.4 Pupila



Figura 2.7 - Miose e midríase, respectivamente.
[Adaptado de: <http://www.jirehdesign.com/>]

A pupila é um orifício de diâmetro variável, que se situa entre a córnea e o cristalino, ao centro da íris. É responsável pela regulação da quantidade de luz exterior que entra no olho e ilumina os fotoreceptores da retina. Tem cor preta, pois não existe luz a sair do olho.

2.4.1 Miose: contracção pupilar

A miose dá-se aquando da contracção das fibras musculares do esfíncter pupilar, devido, normalmente, a reflexos de luz, e também na visão ao perto. Ambos os estímulos anteriormente referidos requerem a activação dos neurónios do sistema nervoso parassimpático. Estes neurónios têm os seus corpos celulares inseridos no núcleo de Edinger-Westphal (também conhecido como núcleo oculomotor auxiliar). Durante a focagem de um

objecto ao perto a pupila contrai, ao mesmo tempo que o músculo ciliar faz a acomodação do cristalino.

2.4.2 Midríase: dilatação pupilar

A dilatação da pupila ocorre quando o indivíduo se encontra em estado de alerta (estado causado pela libertação de adrenalina), ou quando a luz externa é fraca ou mesmo inexistente. Ocorre mediante dois mecanismos: inibição do núcleo Edinger-Westphal e activação dos nervos periféricos do sistema nervoso simpático, que contraem as fibras musculares do músculo dilatador da pupila.

2.4.3 Testes fisiológicos das funções pupilares

Quando um indivíduo se encontra em estado de alerta, com medo ou sob o efeito de fármacos, a sua pupila dilata. Tal facto deve-se à inibição da actividade parassimpática pelo efeito da adrenalina (no caso de situações de stress) e de outras substâncias inibidoras. Apesar da multiplicidade de factores que condiciona a pupila, existem diversos testes para avaliar o seu estado num indivíduo. Estes testes servem para verificar a actividade conjunta do sistema nervoso simpático e parassimpático.

Os testes que medem a integridade do sistema nervoso simpático são realizados com recurso a substâncias como a fenilfrina e a cocaína. Estas substâncias dilatam a pupila e bloqueiam o fluxo de noradrenalina que se acumula nos adrenoreceptores. Qualquer lesão ao longo do nervo simpático periférico causa uma redução da midríase.

Os testes que medem a integridade do sistema nervoso parassimpático apresentam maiores problemas, visto que o recurso a substâncias químicas não é do agrado da comunidade médica. Estes métodos tendem a acabar e a ser substituídos por outros menos invasivos. De seguida apresentam-se os testes mais comuns.

Hippus

Quando uma pupila saudável é estimulada com luz intensa contínua, contrai inicialmente mas, após um certo tempo, redilata à medida que se adapta ao estímulo. O tamanho da pupila oscila

ligeiramente ao longo dessa redilatação, fenómeno a que se dá o nome de *Hippus* (variação de cerca de 0.2 Hz).

Diâmetro máximo

Este teste é feito para medir o diâmetro máximo da pupila. É um tema bastante discutido nos dias de hoje, não existindo até à data consenso acerca do diâmetro máximo que uma pupila pode atingir. Apesar de este teste permitir analisar somente o estado de saúde de uma pupila, já foram feitos testes com resultados cientificamente relevantes. Concluiu-se que esta grandeza depende da idade do indivíduo e cresce cerca de 0.4mm por década (Miller 1985). Já nos adultos a variação da dimensão da pupila tende a diminuir, devido a um decréscimo da actividade simpática que advém da idade mais avançada. Em 1986 Smith e Dewhirst realizaram um teste a um universo de 163 pessoas com idades compreendidas entre os 15 e os 92 anos e estudaram a relação da idade com as dimensões pupilares. Calcularam a quantidade de espaço retirado ou adicionado à íris quando a pupila varia, ou seja, a taxa de variação do diâmetro da íris comparado ao diâmetro da pupila ⁽³⁾. A seguinte tabela mostra os resultados obtidos:

Age Range (year)	Mean (year)	Pupil Diameter (mm)			Pupil Diameter (%)		
		Lower	Expected	Upper	Lower	Expected	Upper
15-19	17	6.0	7.4	8.8	52.0	63.3	74.6
20-24	22	5.8	7.2	8.6	50.5	61.8	73.1
25-29	27	5.6	7.0	8.4	49.0	60.3	71.5
30-34	32	5.4	6.8	8.2	47.5	58.8	70.0
35-39	37	5.2	6.6	8.0	46.0	57.3	68.5
40-44	42	5.0	6.4	7.8	44.5	55.8	67.0
45-49	47	4.8	6.2	7.6	43.0	54.3	65.5
50-54	52	4.6	6.0	7.4	41.5	52.7	64.0
55-59	57	4.4	5.8	7.2	40.0	51.2	62.5
60-64	62	4.2	5.6	7.0	38.5	49.7	61.0
65-69	67	4.0	5.4	6.8	37.0	48.2	59.5
70-74	72	3.8	5.2	6.6	35.4	46.7	58.0

Tabela 1 - Variação do diâmetro da pupila na ausência de luz, com a idade. O diâmetro da pupila é expresso numa percentagem do conjunto total pupila+íris (100%).

[Obtida em: SMITH, Shirley A. and S. E. Smith, Pupil function: tests and disorders. in MATHIAS, Christopher J. and Sir Roger Bannister. *Autonomic Failure: A Textbook of Clinical Disorders of the Autonomic Nervous System*. 4th Edition. Oxford : Oxford University Press, 2001]

Amplitude e dinâmica da pupila

O reflexo normal a um estímulo luminoso depende do estado da enervação parassimpática e da sensibilidade à luz. No entanto, os reflexos a estímulos visuais podem ser diminuídos quando existem lesões na retina e/ou no nervo óptico. Estas lesões provocam diminuição da percepção visual. No caso de um paciente invisual devido a lesão do núcleo geniculado lateral, os reflexos visuais manter-se-ão intactos e podem conduzir-se testes da reacção pupilar a estímulos.

A integridade do sistema nervoso parassimpático pode ser verificada pela medição do tamanho fixo da pupila. Esta grandeza pode ser medida com recurso à pupilometria fotográfica. Se este teste for feito de forma contínua, ao longo de um determinado tempo, podemos observar não só o tamanho da pupila num dado instante, mas a sua variação. A figura seguinte permite-nos analisar o diâmetro pupilar num teste realizado no escuro. Inicialmente a pupila apresenta-se dilatada devido à actividade parassimpática predominante (tempo T_1). Quando um estímulo (*flash* de luz) é aplicado, a actividade simpática aumenta rapidamente, fazendo a pupila reagir à luz intensa. Ao mesmo tempo que a pupila se contrai (tempo T_2), a actividade parassimpática diminui (relação inversamente proporcional) até ao instante T_3 , onde esta é mesmo nula. Após este reflexo, dá-se a acomodação pupilar à luz, o que faz que ambas as actividades, simpática e parassimpática, actuem de forma a restaurar o diâmetro original da pupila. Este fenómeno chama-se *acomodação* e tem a duração $T_{3/4}$ ⁽³⁾.

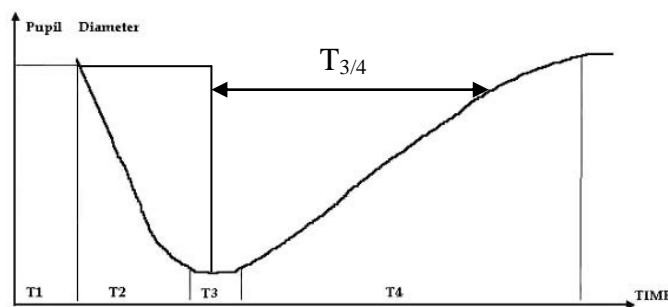


Figura 2.8 - Resposta do diâmetro pupilar a um estímulo luminoso (*pupillary light reflex*)
[Adaptado de: http://cnri.edu/coursedemo/Pupils_and_Pupillary_Symptoms/Pupil_Reflexes.htm].

A recuperação do reflexo pupilar à luz mostrada na figura anterior é caracterizada pelo tempo $T_{3/4}$. Esta grandeza varia com a idade, estado psíquico e diâmetro inicial da pupila. Este teste é

muito utilizado no tratamento de doenças como a anisocoria (diâmetros pupilares desiguais) e também em pacientes com Síndrome de Horner, onde existe uma pupila saudável que serve de referência à outra que sofre da patologia.

CAUSE	LOCATION	MECHANISM
Past inflammation or surgical trauma	Posterior iris surface or sphincter	Scarring or synechiae of the iris resulting from past iritis
Acute trauma	Sphincter	Prostaglandin release causing sphincter spasm
Adie tonic pupil Third nerve aberrant reinnervation	Sphincter	Aberrant reinnervation of iris sphincter by accommodative or extraocular motor neurons that are not inhibited in darkness
Pharmacologic miosis	Iris sphincter	Cholinergic influence
Unilateral episodic spasm of miosis	Postganglionic parasympathetic neuron	Uninhibited episodic activation of postganglionic neurons
Congenital miosis (bilateral)	Sphincter	Developmental abnormality
Fatigue, sleepiness	Edinger-Westphal nucleus	Loss of inhibition at midbrain from reticular activating formation
Lymphoma, inflammation, infection	Periaqueductal gray matter	Interruption of inhibitory fibers to the Edinger-Westphal nucleus
Central acting drugs	Reticular activating formation, midbrain	Narcotics, general anesthetics
Old age (bilateral miosis)	Reticular activating formation, midbrain	Loss of inhibition at midbrain from reticular activating formation
Oculosympathetic defect	Sympathetic neuron interruption	Horner syndrome

Tabela 2 - Causas da fraca dilatação pupilar no escuro.

[Obtido em: KAUFMAN, Paul and Albert Alm, *Adler's PHYSIOLOGY OF THE EYE. Clinical Application*. Tenth Edition. St. Louis: Mosby, 2003]

Tempo cíclico da pupila

Um outro método de testar a função parassimpática da pupila é medir o seu tempo cíclico. Este teste foi desenvolvido para quantificar defeitos pupilares relacionados com o nervo óptico (inflamações).

CAUSE	LOCATION	MECHANISM
Severe loss of afferent light input to both eyes	Anterior visual pathway (retina, optic nerves, chiasm)	Damage to the retina or optic nerve pathways
Loss of pretectal light input to Edinger-Westphal nucleus	Tectum of the midbrain	Infectious (Argyll Robertson pupils) or compression (pinealoma) or ischemia (stroke)
Adie syndrome	Iris sphincter	Aberrant reinnervation of sphincter by accommodative neurons
Third nerve aberrant reinnervation	Iris sphincter	Aberrant reinnervation of sphincter by accommodative neurons or medial rectus neurons

Tabela 3 - Causas de desordens pupilares dado um estímulo luminoso.

[Obtido em: KAUFMAN, Paul and Albert Alm, *Adler's PHYSIOLOGY OF THE EYE. Clinical Application*. Tenth Edition. St. Louis: Mosby, 2003]

2.4.4 Patologias da pupila

Existem patologias que afectam a função da pupila do olho. Estas patologias podem ser de dois tipos: problemas de enervação dos músculos contractor e dilatator da pupila, ou problemas dos reflexos pupilares.

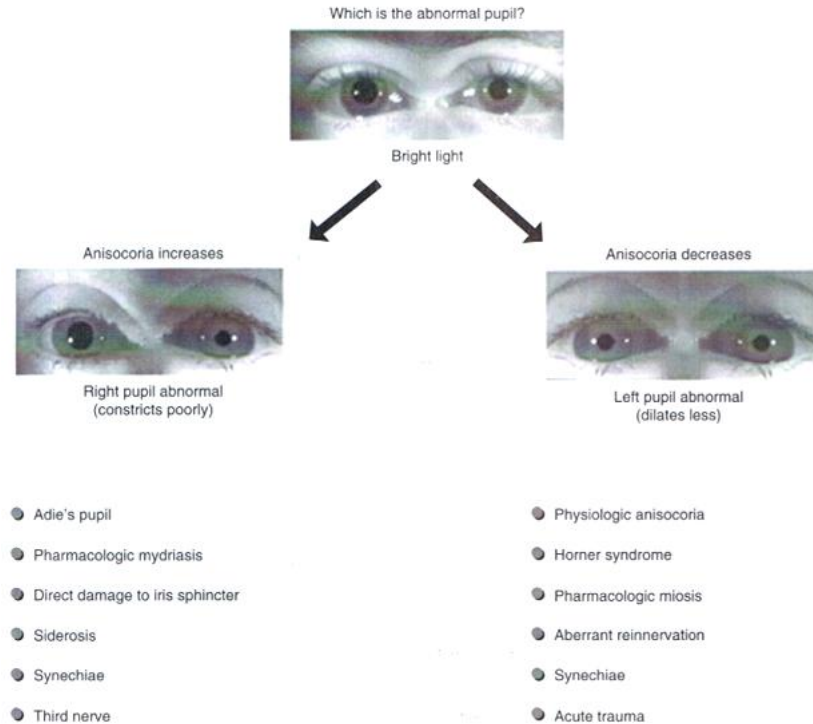


Figura 2.9 - Métodos de diagnóstico de desordens pupilares.

[Obtido em: KAUFMAN, Paul and Albert Alm, *Adler's PHYSIOLOGY OF THE EYE. Clinical Application*. Tenth Edition. St. Louis: Mosby, 2003]

Pupila Tónica

Lesões causadas à enervação pós-gangliónica parassimpática fazem com que a constrição pupilar à luz seja muito lenta ou, em casos extremos, inexistente. Estas lesões têm inúmeras origens, sendo as mais comuns problemas inflamatórios ou traumatismos que danificam os gânglios ciliares e os nervos ciliares. De forma a melhorar a função pupilar é necessário que seja feita a reenenervação das estruturas danificadas. Esta patologia encontra-se muitas vezes ligada ao Síndrome de Adie.

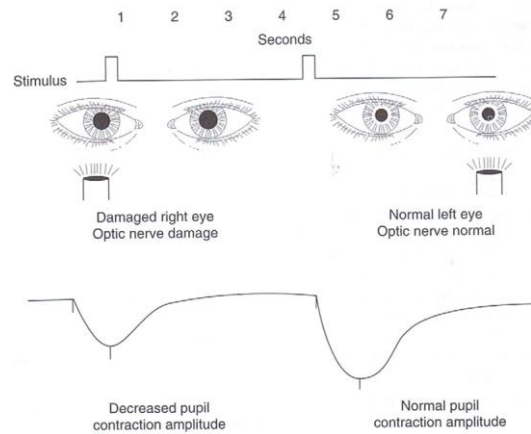


Figura 2.10 - Demonstração pupilográfica de um defeito da pupila direita. Aplicados estímulos luminosos a ambos os olhos, observa-se menor amplitude de dilatação da pupila direita.
 [Obtida em: KAUFMAN, Paul and Albert Alm, *Adler's PHYSIOLOGY OF THE EYE. Clinical Application*. Tenth Edition. St. Louis: Mosby, 2003]

Síndrome de Adie

Trata-se de uma condição benigna que está associada à perda profunda dos reflexos pupilares. Normalmente, um paciente com o Síndrome de Adie apresenta paralisia do esfíncter da *íris* (o processo de acomodação falha) e também reflexos fracos aquando no escuro. Nestas condições, a sensibilidade da córnea sofre uma redução drástica. Em muitos casos de doentes com esta patologia existe a tendência da pupila afectada para se tornar mais contraída que a pupila saudável. Este facto deve-se a um anormal fluxo de estímulos nervosos que são enviados ao músculo ciliar e que provocam a sua contração.

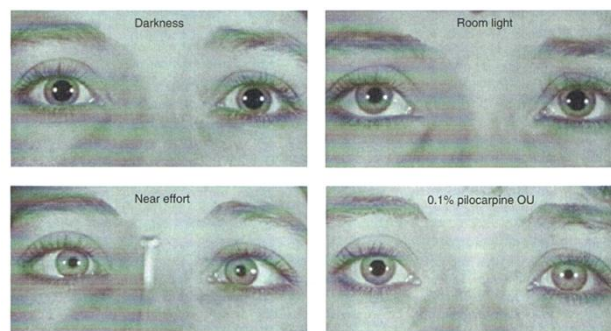


Figura 2.11 - Exemplo da pupila de Adie, à esquerda. A paciente exhibe anisocoria ligeira no escuro (acima e à esquerda), que aumenta quando na presença de luz (acima e à direita). Quando na presença de um objecto perto do olho, a paciente exhibe uma contração maior da pupila esquerda (abaixo e à esquerda). Na imagem restante a paciente exhibe supersensibilidade da pupila afectada ao colírio aplicado.
 [Obtido em: KAUFMAN, Paul and Albert Alm, *Adler's PHYSIOLOGY OF THE EYE. Clinical Application*. Tenth Edition. St. Louis: Mosby, 2003]

A síndrome de Adie é uma doença que progride com a diminuição da sensibilidade nos vários segmentos do esfíncter da íris. A sua causa ainda não é certa, mas acredita-se que esta patologia tenha origem num vírus que se propaga lentamente no olho.

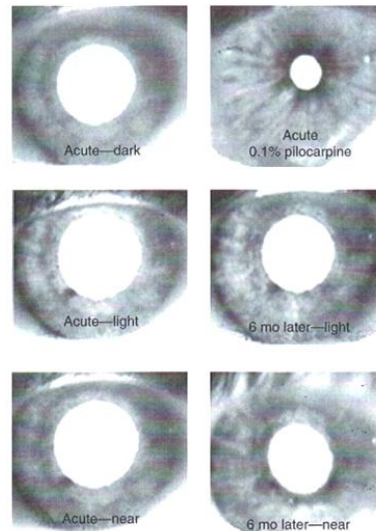


Figura 2.12 - Iluminação infravermelha de um paciente com pupila de Adie. Nestas imagens a pupila aparece em branco, visto que existe luz infravermelha a reflectir na retina e a sair do olho. No caso específico deste paciente, quase todo o esfíncter da íris se encontra sem enervação. Trata-se de um caso extremo que, após 6 meses de tratamento, melhorou em apenas alguns meridianos do músculo.

[Obtido em: KAUFMAN, Paul and Albert Alm, *Adler's PHYSIOLOGY OF THE EYE. Clinical Application*. Tenth Edition. St. Louis: Mosby. 2003]

Pupilas de Argyll Robertson

Esta patologia é caracterizada por pupilas bastante pequenas e reflexo à luz reduzido, ou inexistente. No entanto, a contracção pupilar a objectos próximos do olho permanece inalterada. Normalmente, esta patologia manifesta-se nos dois olhos, com pupilas tónicas e irregulares. É causada no núcleo oculomotor no mesencéfalo. Este tipo de lesão causa destruição das ramificações das fibras pretectais.

Narcolepsia

Esta patologia caracteriza-se por uma sonolência crónica. As pupilas comportam-se normalmente na presença de luz e de objectos, mas no escuro apresentam-se muito contraídas e com espasmos espontâneos. O tratamento com anfetaminas corrige as oscilações pupilares.

Dependência de Narcóticos

Pupilas contraídas são um sinal característico da dependência de drogas opióides. A desinibição do sistema nervoso parassimpático é acompanhada pela diminuição de actividade miótica, provavelmente envolvendo inibição da transmissão de impulsos para o músculo dilatador da íris.

Síndrome de Horner

Trata-se de uma disfunção do sistema nervoso simpático que leva a pupilas pequenas. No entanto, os reflexos à luz ou a objectos estão normais. Esta miose é normalmente acompanhada da queda involuntária da pálpebra do olho afectado, sensação de que o globo ocular se encontra afundado na cavidade orbitária e perda da capacidade de transpirar no lado afectado do olho. Nas crianças, esta patologia pode levar a que o olho afectado tenha uma cor diferente da do olho saudável, visto que existe falta de estimulação simpática no olho e, portanto, uma perturbação na pigmentação da íris com melanina.

O diagnóstico desta patologia é feito, normalmente, usando três tipos de exames: teste da cocaína, teste *paredrine*, e teste de tempo de dilatação. O primeiro teste é feito com uma solução de cocaína, que é colocada no olho por meio de gotas. A cocaína bloqueia a recuperação de noradrenalina, do que resulta uma dilatação da pupila. No caso de o doente ter a patologia indicada, a pupila não dilata. O segundo teste é utilizado para localizar a causa da miose. O terceiro teste é usado para medir a velocidade da dinâmica da pupila de forma a comparar sujeitos saudáveis.

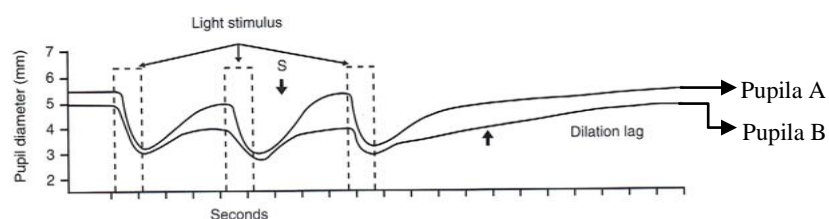


Figura 2.13 - Demonstração pupilográfica do tempo de dilatação pupilar de um olho com síndrome de Horner. Nota-se que uma das pupilas reage mais lentamente aos estímulos luminosos, causando uma anisocoria crescente consoante o número de estímulos.

[Adaptada de: KAUFMAN, Paul and Albert Alm, *Adler's PHYSIOLOGY OF THE EYE. Clinical Application*. Tenth Edition. St. Louis: Mosby, 2003]

2.4.5 Patologias associadas a defeitos visuais do olho humano

Os defeitos mais comuns da visão humana são devidos ao sistema de refração do olho. No entanto, podem ser corrigidos com uso de lentes. As deficiências mais comuns encontram-se descritas adiante:

Miopia

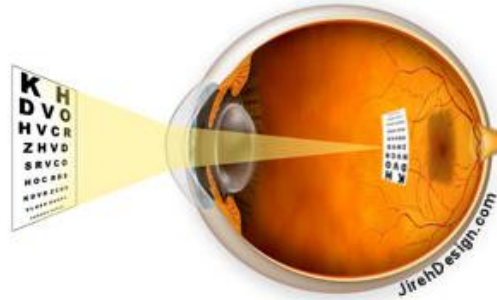


Figura 2.14 - Olho míope. A imagem foca antes da retina.

[Obtido em: <http://www.maculacenter.com/EyeConditions/myopia.htm>]

Um globo ocular demasiadamente comprido, ou a córnea do olho com uma curvatura muito acentuada, não conseguem focalizar na retina objectos distantes, pois a focalização ocorre antes da retina. Um indivíduo com este tipo de defeito é míope. No entanto, a miopia pode ser corrigida com o uso de uma lente divergente, fazendo com que os raios luminosos sejam focalizados na retina.

Hipermetropia

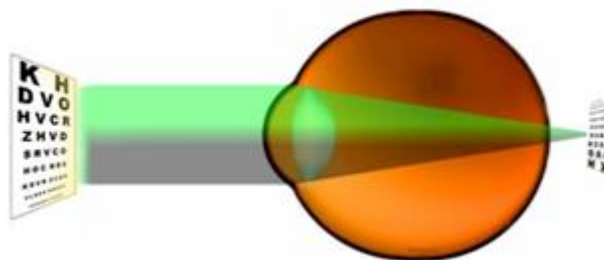


Figura 2.15 - Olho hipermetrope: a imagem foca após a retina.

[Adaptado de: <http://www.arlaintst.fi/nv-peda/silmat/hyperopia.htm>]

Um globo ocular muito curto não possibilita a focalização de objectos próximos, na retina – a focalização ocorre atrás desta (figura 2.15). Um indivíduo com este tipo de deficiência é hipermetrope. No entanto, a hipermetropia pode ser corrigida com o uso de uma lente

convergente, já que esta converge os raios luminosos, ajudando a compensar a distância entre o cristalino e a retina.

Presbiopia

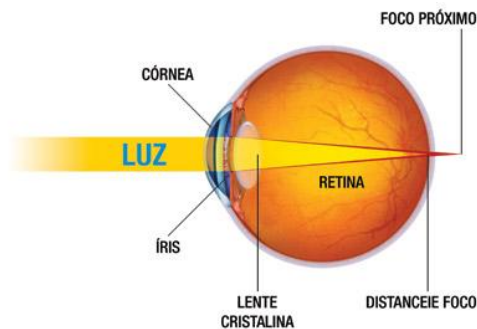


Figura 2.16 - Exemplo de desfocagem causada pela presbiopia.

[Obtido em: <http://www.custommatchsolutions.com/Portuguese/presbyopia.htm>]

O cristalino vai-se tornando menos flexível ao longo dos anos, assim como a sua capacidade de acomodação também se vai reduzindo. O olho presbíope tem os seus pontos próximos a distâncias superiores a 25cm (não vê bem a pequenas distâncias).

Astigmatismo

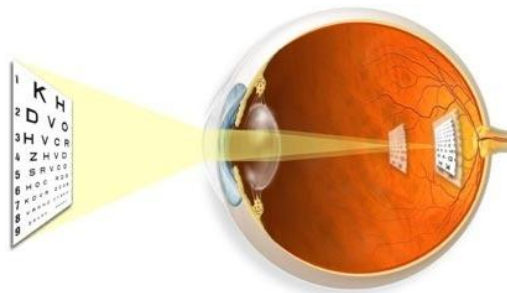


Figura 2.17 - Olho com astigmatismo.

[Obtido em: <http://www.lasik.com.ph/refractive-errors.htm>]

Uma curvatura irregular da córnea, ou uma forma irregular do cristalino, produzem uma imagem distorcida e/ou borrada na retina. A correcção deste tipo de deficiências pode ser feita recorrendo a uma lente cilíndrica, cuja convergência é maior numa direcção que noutra.

Cataratas

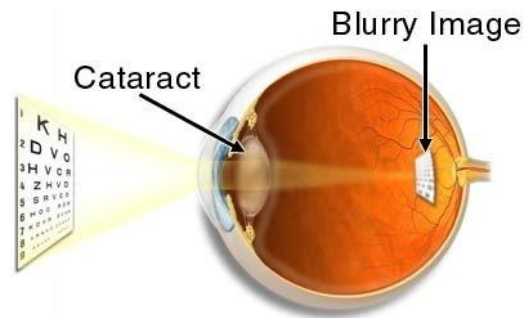


Figura 2.18 - Olho com cataratas: o cristalino encontra-se opaco.

[Obtido em: <http://www.cataract.com.ph/cataract.htm>]

Quando o cristalino se torna opaco no todo, ou em parte, é porque o olho apresenta cataratas. Isto pode ser corrigido extraindo uma parte do cristalino. No entanto, se for necessária a remoção total do cristalino, ter-se-á de colocar no olho uma lente convergente, em substituição daquele – o olho perde a capacidade de acomodação. Os principais factores que podem aumentar o risco de cataratas são: as radiações ultravioletas; diabetes; o consumo diário de tabaco e a duração da exposição ao fumo; o consumo de álcool. Certos medicamentos também estão associados ao aumento do risco de cataratas, tais como os tratamentos anticancerígenos. A catarata pode também desenvolver-se devido a um traumatismo nos olhos, por exemplo a perfuração do cristalino. Também pode tratar-se de um problema de nascença, recebendo nesse caso a designação de catarata congénita.

Glaucoma

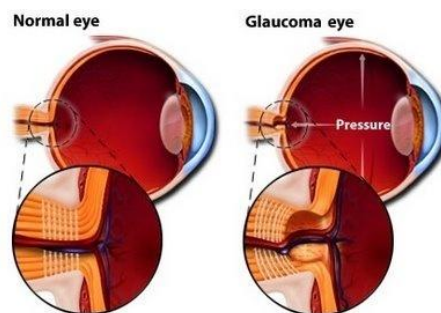


Figura 2.19 - Olho com glaucoma. A pressão intra-ocular aumenta, danificando o nervo óptico.

[Obtido em: <http://bronzedog.blogspot.com/2007/10/glaucoma-ii-twice-danger.html>]

Doença caracterizada pelo aumento da pressão intra-ocular, devido ao bloqueio da drenagem do humor aquoso. À medida que a pressão aumenta, o nervo óptico sofre danos irreversíveis, levando à redução do campo visual e, por último, à perda da visão. O diagnóstico é feito por tonometria (medição da pressão intra-ocular) e pode ser glaucoma agudo ou crónico. O glaucoma crónico, ou de ângulo aberto, corresponde a cerca de 90% dos casos. Tem um início insidioso nos indivíduos com mais de 40 anos, sobretudo nos de raça negra. A doença é bilateral. A pressão intra-ocular está persistentemente elevada por um período de meses a anos, o que resulta numa atrofia do nervo óptico com perda gradual da visão.

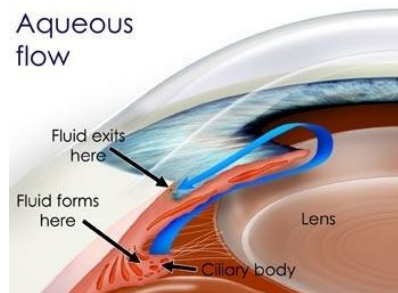


Figura 2.20 - Sistema de drenagem do humor aquoso no interior do olho.

Quando este sistema funciona mal, a pressão intra-ocular aumenta, originando um glaucoma.

[Obtido em: <http://www.cecofindiana.com/glaucoma.html>]

A causa do glaucoma não está ainda bem estabelecida. O glaucoma agudo ou de ângulo fechado é uma emergência médica. Caracteriza-se pelo início rápido de dor ocular e perda de visão graves. Os doentes referem ter visão turva com halos luminosos em redor dos objectos observados. Resulta do encerramento de um ângulo da câmara anterior do olho. O tratamento é cirúrgico.

2.4.6 Óptica do olho: Olho Humano Vs Máquina Fotográfica

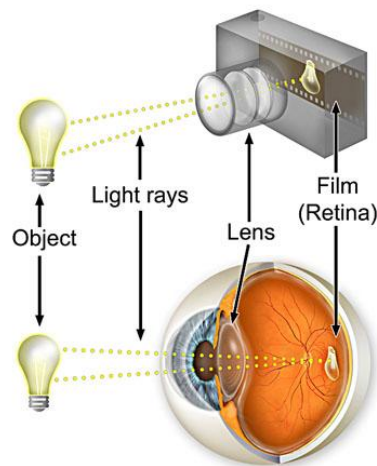


Figura 2.21 - Máquina fotográfica Vs Olho humano.

[Obtido em: <http://www.maculacenter.com/EyeAnatomy.htm>]

A máquina fotográfica e o olho humano são muito semelhantes. Logo, existem componentes da máquina fotográfica que podem ser directamente comparados aos constituintes do olho. O globo ocular tem uma lente transparente na sua porção mais anterior, a córnea, que permite a focagem de uma imagem no fundo do olho, na retina. A retina é constituída por milhões de células fotossensíveis que podem ser comparadas ao filme da máquina fotográfica onde fica gravada a imagem. A entrada e saída da luz no olho são controladas pela íris; o diafragma de uma máquina funciona de maneira semelhante. O fotógrafo controla o diafragma para melhorar a imagem, respondendo às mudanças de condições de luz. A sensibilidade de uma máquina fotográfica mede-se em ISO e é a capacidade química de o filme reagir a luz ⁽⁷⁾. Este papel é desempenhado, na retina, com recurso às células fotossensíveis e à análise feita pelo cérebro.

2.5 Processamento de imagem digital em MATLAB

O processamento de imagem digital requer um trabalho experimental extenso que envolve, normalmente, *software* de simulação, aliado a testes a uma grande amostra de imagens.

Uma imagem pode ser definida como uma função bidimensional, $f(x,y)$, sendo x e y as coordenadas espaciais de cada pixel. A amplitude de f em cada par de coordenadas (x,y) é chamada de intensidade, ou nível de cinzento da imagem naquele pixel (porção mais pequena de informação de uma imagem). Quando as grandezas f , x e y de uma imagem são finitas e discretas, podemos afirmar que estamos perante uma imagem digital que é composta por um conjunto de pixéis, cada um com uma localização específica (x,y) e uma intensidade específica também.

A visão é o sentido do ser humano mais avançado de todos. Por ser um animal visual, a imagem desempenha um papel determinante na percepção do ser humano. No entanto, ao contrário dos humanos, que têm a sua visão do espectro da luz limitada, as máquinas de aquisição de imagem cobrem quase todo o espectro electromagnético, desde as ondas gama até às ondas rádio. Estes aparelhos podem também obter imagens de fontes que os seres humanos não estão habituados a associar com imagem. Exemplos são a imagem por ultra-som e também a microscopia electrónica⁽¹⁰⁾.

Como já foi referido anteriormente, uma imagem digital é definida por uma função $f(x,y)$ com amplitude numa escala de tons de cinzento. O termo *nível de cinzento* é usado para definir a intensidade de imagens monocromáticas. Quando temos uma imagem a cores, esta imagem é, de facto, uma combinação de três imagens 2-D. Estas três imagens são baseadas em sistemas de cor definidos. O sistema de cor utilizado nas imagens deste projecto é o sistema RGB. Trata-se do sistema mais universal, que se baseia em três cores primárias (**R**ed, **G**reen, **B**lue).

Uma imagem digital $f(x,y)$ é, então, uma matriz com um número de linhas e colunas finito. A sua origem é a coordenada $(x,y) = (0,0)$ e as restantes seguem a convenção indicada na equação abaixo.

$$f(x,y) = \begin{bmatrix} f(0,0) & f(0,1) & \cdots & f(0,N-1) \\ f(1,0) & f(1,1) & \cdots & f(1,N-1) \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ f(M-1,0) & f(M-1,1) & \cdots & f(M-1,N-1) \end{bmatrix}, M_{linhas} - 1 \times N_{colunas} - 1.$$

MATLAB é uma linguagem de alta *performance* utilizada em computação técnica. Integra computação, visualização e programação de um modo *user friendly*, num ambiente em que todos os problemas e soluções são expressos numa linguagem matemática.

É necessário salientar que, em MATLAB, a convenção de coordenadas difere na origem. A origem de uma matriz é o ponto $(x,y) = (1,1)$. Tal facto visa facilitar a correspondência do número de linhas e colunas às coordenadas de cada pixel. Assim, a título de exemplo, o ponto $f(2,3)$ encontra-se na segunda linha e na terceira coluna:

$$f(x,y) = \begin{bmatrix} f(1,1) & f(1,2) & \cdots & f(1,N) \\ f(2,1) & f(2,2) & \cdots & f(2,N) \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ f(M,1) & f(M,2) & \cdots & f(M,N) \end{bmatrix}, M_{linhas} \times N_{colunas}.$$

As matrizes em MATLAB são guardadas em variáveis que têm de começar por letra e podem apenas conter letras, números e *underscores*.

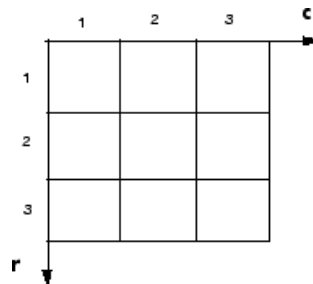


Figura 2.22 - Exemplo de uma imagem (matriz) de 3x3 pixels em MATLAB.

As imagens são lidas no ambiente de MATLAB usando a função *imread*, cuja sintaxe é: *imread* ('nome.extensão'). As extensões de imagens que podem ser usadas em MATLAB estão indicadas na tabela seguinte:

Nome do Formato	Descrição	Extensão reconhecida
TIFF	Tagged Image File Format	.tif, .tiff
JPEG	Joint Photographic Experts Group	.jpg, .jpeg
GIF	Graphics Interchange Format	.gif

BMP	Windows Bitmap	<i>.bmp</i>
PNG	Portable Network Graphics	<i>.png</i>
XWD	X Window Dump	<i>.xwd</i>

Tabela 4 - Formatos de imagem reconhecidos pelo programa MATLAB.

Estas imagens podem ser tratadas em MATLAB com recurso a inúmeras funções integradas numa colecção (*Image Processing Toolbox*) e que permitem mostrar imagens, retirar informação e fazer uma série de alterações.

A *image processing toolbox* suporta quatro tipos de imagem: imagens de intensidade, imagens binárias, imagens indexadas e imagens RGB. Neste projecto são utilizadas imagens policromáticas que foram convertidas em imagens em tons de cinzento (monocromáticas). A maior parte do processamento de imagem monocromática é feito usando imagens de intensidade ou binárias mas, neste trabalho, demos mais ênfase às imagens de intensidade.

Uma imagem de intensidade é uma matriz de informação cujos valores representam intensidade. Esta intensidade varia entre 0 e 255 tons de cinzento.

3. Pupílómetro: material e métodos

Neste capítulo é descrito, em pormenor, o sistema que foi construído. O sistema é composto por duas grandes componentes: o *hardware*, que inclui todo o aparato físico, e o *software*, que inclui o programa criado exclusivamente para o sistema. Posto isto, é explicada sob a forma do conceito *Workflow* toda a utilização do sistema. Neste subcapítulo é explicado o caminho que o utilizador deve seguir de forma a atingir os seus objectivos. Foram definidos dois percursos que são explicados em pormenor mais adiante.

Todo o sistema está descrito no diagrama abaixo.

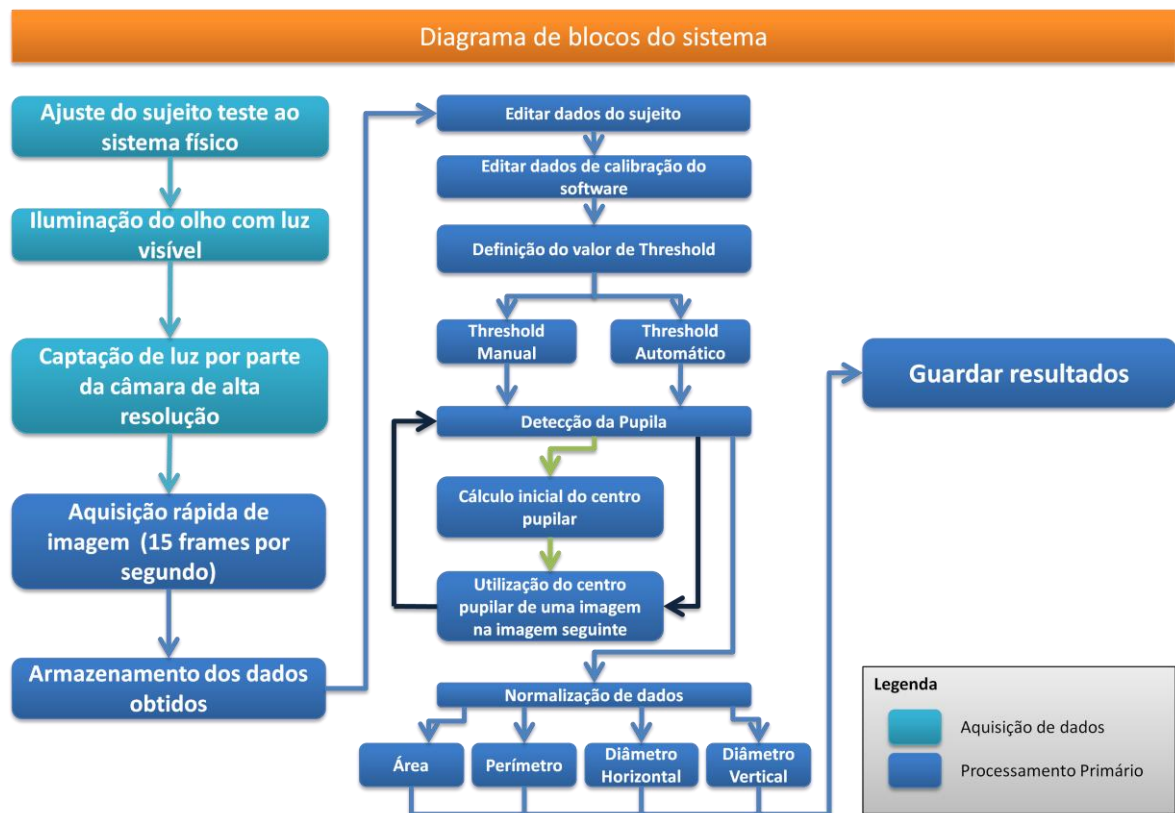


Figura 3.1 - Diagrama de blocos de todo o sistema.

Este diagrama mostra, de forma simplificada, todos os processos e procedimentos associados à forma de funcionar deste sistema. Inicialmente o sujeito é colocado sentado com a cabeça posicionada de frente para a câmara de alta resolução. Posto isto, é feita a iluminação do sujeito, de forma a evitar quaisquer reflexos existentes na pupila que possam condicionar os

resultados. Feita a preparação do sujeito, é inicializado o *software* desenvolvido e são, numa primeira fase, inseridas as informações do sujeito e editados os dados de calibração (por exemplo 1 pixel = 0.1mm). É feita uma aquisição de um conjunto de imagens da pupila do sujeito e, de seguida, passa-se para o tratamento das mesmas. O essencial para um bom tratamento dos resultados é a definição do valor de *Threshold*. Este procedimento pode ser feito manualmente, pelo utilizador, ou então com recurso a duas ferramentas de cálculo automático de *Threshold*. Insere-se um ponto no interior da pupila (manualmente, ou por cálculo automático) e dá-se início à detecção de contorno pupilar. O sistema desenvolvido calcula os parâmetros da pupila para cada imagem ao longo de um ciclo e utiliza sempre, como ponto inicial, o ponto central calculado na imagem anterior. Finda a detecção de contorno, são feitos os cálculos estatísticos (médias e desvios padrão), que podem ser visualizados na interface sob a forma de tabelas e gráficos. Finalmente, é guardado um ficheiro de texto com toda a informação obtida que pode ser facilmente exportado para outras ferramentas.

3.1 Hardware

Este sistema é um pupilómetro de alta resolução. É composto por uma mesa onde está colocada a plataforma móvel, à qual está acoplado o sistema de aquisição de imagem, ou seja, a câmara de alta resolução (figura 3.2). Na mesa principal encontra-se também um suporte onde o paciente coloca a cabeça, que pode ser movimentado verticalmente com auxílio de um parafuso macrométrico (figura 3.3). O sistema de aquisição de imagem está ligado a um computador, onde está instalado o programa que gere a aquisição de imagem e trata os dados obtidos. Começamos por descrever o *hardware* do sistema.

Para este trabalho foi utilizada uma câmara LUMENERA, que trabalha no espectro do visível com grande resolução e velocidade de aquisição de imagens.

A câmara pode ser movida vertical e horizontalmente com recurso ao braço mecânico a que está acoplada (figura 3.4).

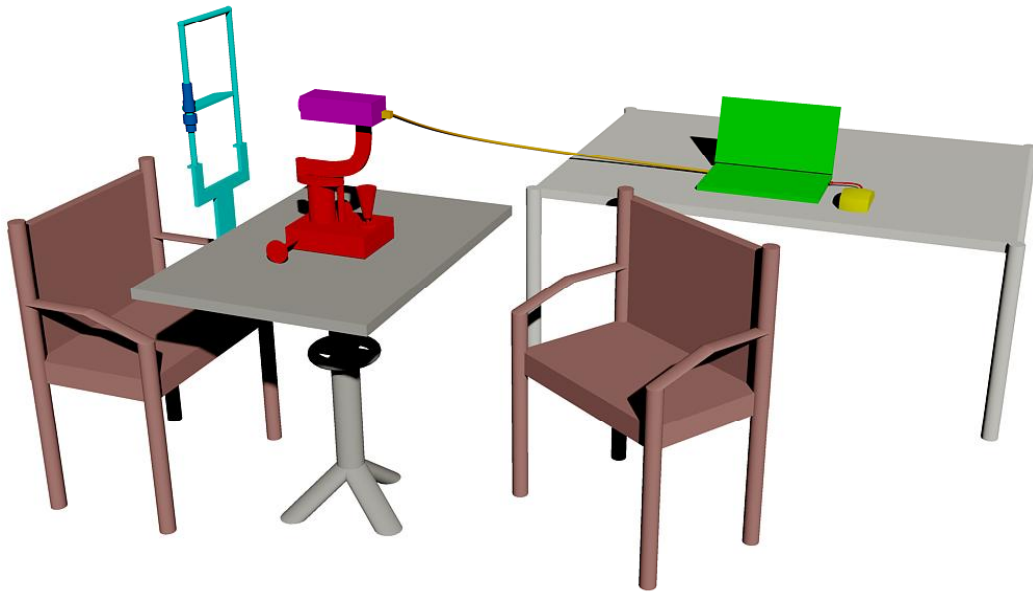


Figura 3.2 - Esquema de montagem da primeira fase. De salientar, a roxo, a câmara Ethernet utilizada.
[Desenhado em AUTOCAD 2009]

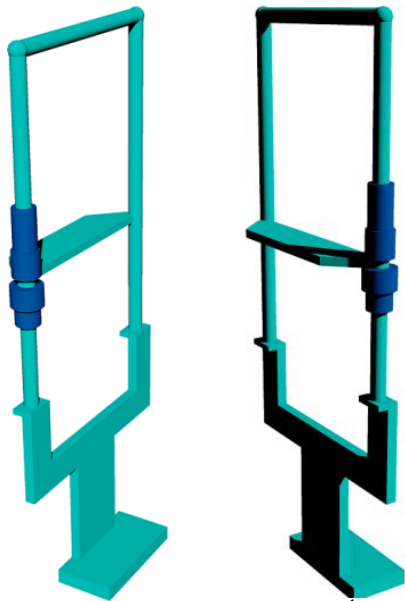


Figura 3.3 - Apoio da cabeça do paciente. É composto por um parafuso macrométrico que permite o deslocamento da cabeça do sujeito na vertical.
[Desenhado em AUTOCAD 2009]

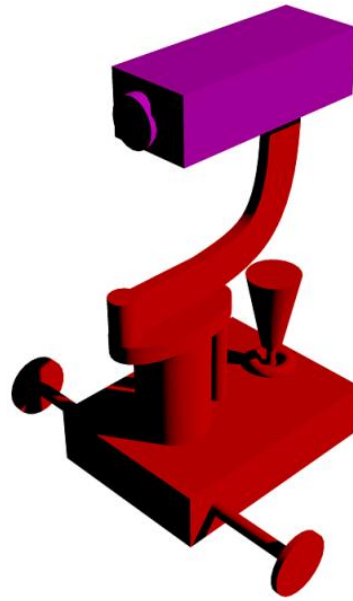


Figura 3.4 - Vista do sistema mecânico em perspectiva. O sistema desloca-se horizontalmente em todas as direcções e desloca a câmara na vertical.
[Desenhado em AUTOCAD 2009]

Câmara visível LUMENERA**Figura 3.5** - Câmara utilizada.

Image Sensor	1/2" format, color or mono, 7.7mm x 6.1mm array
Effective Pixels	1280 x 1024, 6.0µm square pixels
Frame Rate	30 fps at 1280x1024, 90 fps at 640x480
Dynamic Range	55dB
Sensitivity	0.5 lux at F 1.0
Auto Exposure	Automatic / Manual
White Balance	Automatic / Manual
Dimensions (W x H x D)	1.9" x 2.25" x 5.0" (not including lens)
Mass	~300g
Power Requirement	9-24V AC or DC
Power Consumption	<4 Watts
Operating Temperature	-10° C to +50° C (environmental enclosure will provide extended temperatures with fan / heater)
Operating Humidity	5%-95%, Non-condensing
Interface Connector	RJ45 twisted pair cable, 10/100baseT Ethernet
Lens Mount	Adjustable CS-Mount (lens not included)
Image Buffer	48 MB (up to 480 full res images)

Figura 3.6 - Informação técnica da câmara utilizada.

Trata-se de uma câmara compacta *Plug and Play* que utiliza ligação por *IP*. Apresenta uma interface que pode ser vista na maior parte dos *browsers* de internet. O conector *input/output* dota a interface de um alarme externo, que permite controlar equipamento periférico à câmara, tal como iluminadores ou diafragmas. É possível verificar o *IP* da câmara na sua interface e também fazer variar as características da aquisição de imagem, tais como o contraste, a luminosidade ou a gama.

3.2 Software

Este projecto envolveu um considerável desenvolvimento de *software*. Face à necessidade de fazer o dimensionamento da pupila, foi desenvolvido um algoritmo principal em torno do qual estão associados outros algoritmos que foram surgindo, ao longo do projecto, como necessidade de colmatar lacunas e melhorar os resultados. Alguns algoritmos servem de apoio ao principal e fornecem-lhe, de forma automática, informação que posteriormente é processada. Foram desenvolvidos dois algoritmos de detecção automática do valor de *Threshold* a utilizar: são eles o *Circle Threshold* e o *Square Threshold*, descritos pormenorizadamente abaixo. Juntamente com estes dois algoritmos foi desenvolvido um terceiro que fornece ao algoritmo principal a localização de um ponto interno da pupila, no entanto este algoritmo ainda é opcional, visto que torna o processo mais pesado. Como tal acontece, é possível ao utilizador, manualmente, inserir um ponto no interior da pupila escolhido apenas com um clique do rato.

À saída do algoritmo principal estão associados algoritmos de tratamento de resultados. Foram criados dois algoritmos de normalização dos resultados, um para normalizar os valores positivos do conjunto de valores à saída e outro para normalizar os negativos. Aliados a estes dois algoritmos estão outros dois que permitem calcular os máximos de cada coluna de valores obtidos. Este procedimento advém do facto de o algoritmo principal criar, à saída, uma série de colunas que caracterizam todos os pontos interiores à pupila.

Em termos estatísticos foram utilizadas funções já existentes nas bibliotecas do MATLAB, tais como a média e o desvio padrão.

Foi também desenvolvido um algoritmo que faz a contagem do tempo de processamento de dados e o exprime em formato *hms*.

No que toca à interface foram desenvolvidos algoritmos para guardar a informação de todos os sujeitos que foram testados. Esta informação é fácil de visualizar, modificar e localizar nas interfaces desenvolvidas.

3.2.1 Algoritmo *Starburst*

O algoritmo *Starburst* é um algoritmo *opensource* robusto, que foi desenvolvido em 2005 na Universidade do Iowa, USA. É utilizado para medir o ponto de percepção visual, ou seja, fazer um acompanhamento do olho e definir o local para onde ele está fixado. Utiliza os dados obtidos para atribuir coordenadas às imagens que recebe. Este algoritmo combina os dois métodos mais utilizados em *eye tracking movements*: o método de características específicas e o método modelar. O primeiro baseia-se em localizar as características (ex: *threshold*) da imagem e relacioná-las com a posição do olho. Por outro lado, o método de modelos não detecta características da imagem mas procura, antes, adequar à imagem o modelo que melhor se adapta ao caso (ex: aproximar o contorno pupilar a uma circunferência ou elipsóide).

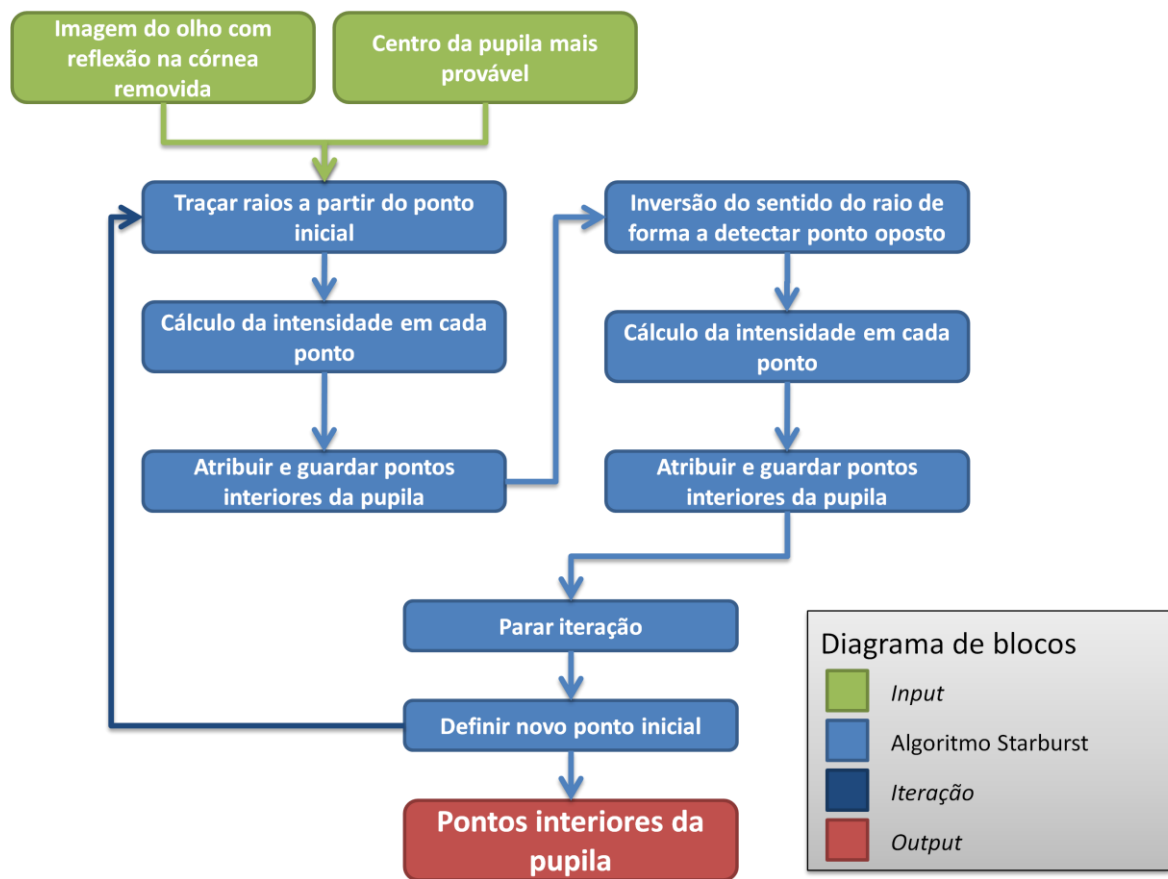


Figura 3.7 - Diagrama de Blocos do Algoritmo *Starburst*. [Baseado em (9)]

Este algoritmo começa por localizar e remover o reflexo da córnea da imagem que está a receber. De seguida, localiza os pontos limites da pupila e traça a elipse que melhor se adapta

ao caso. Após a modelação da pupila é aplicada à imagem um filtro gaussiano 5x5 com desvio padrão de 2, de forma a reduzir o ruído ⁽⁹⁾.

```

1  Input: Eye image with corneal reflection removed,
2      Best guess of pupil center
3  Output: Set of feature points
4  Procedure:
5  Iterate
6      Stage 1:
7      Follow rays extending from the starting point
8      Calculate intensity derivative at each point
9      If derivative > threshold then
10         Place feature point
11         Halt march along ray
12     Stage 2:
13     For each feature point detected in Stage 1
14         March along rays returning towards the starting point
15         Calculate intensity derivative at each point
16         If derivative > threshold then
17             Place feature point
18             Halt march along ray
19     Starting point = geometric center of feature points
20 Until starting point converges

```

Tabela 5 – Procedimento da detecção de características específicas ⁽⁹⁾.

Este algoritmo está subdividido em muitas partes, mas a que interessa referir é a secção que faz a detecção pupilar. Apesar de a maior parte dos algoritmos existentes ser aplicada a toda a matriz bidimensional (o que se torna um procedimento computacionalmente bastante pesado), este algoritmo detecta os limites da pupila ao longo de um raio limitado que parte do ponto que mais se aproxima do centro da pupila (cálculo já feito anteriormente por outra secção do algoritmo principal). O centro da pupila é calculado para cada *frame* e a posição inicial é inserida manualmente, ou então é-lhe atribuída o centro da imagem. De seguida, é analisada a diferença Δ de píxeis vizinhos ao longo dos N raios que se estendem radialmente a partir do ponto inicial, até que o valor de *threshold* é excedido. Quando isto acontece, é definido um ponto característico das coordenadas do ponto que corresponde ao limite pupilar. Se, por algum motivo, o raio se propaga até ao limite da imagem, não é definido nenhum limite pupilar. Quando é definido o ponto característico do limite da pupila, é traçado um novo raio que se vai propagar no sentido inverso, com a finalidade de encontrar o limite oposto ao valor já definido. No entanto, o valor de raios é limitado, para não aumentar o tempo do processamento do algoritmo, ou seja, são traçados os raios suficientes para que uma elipse seja traçada com um dimensionamento aceitável.

Definidos os pontos candidatos ao limite da pupila, é traçada uma elipse que passa por esses pontos. De seguida, apenas essa elipse é tratada pelo algoritmo, de forma a melhorar a velocidade do algoritmo principal.

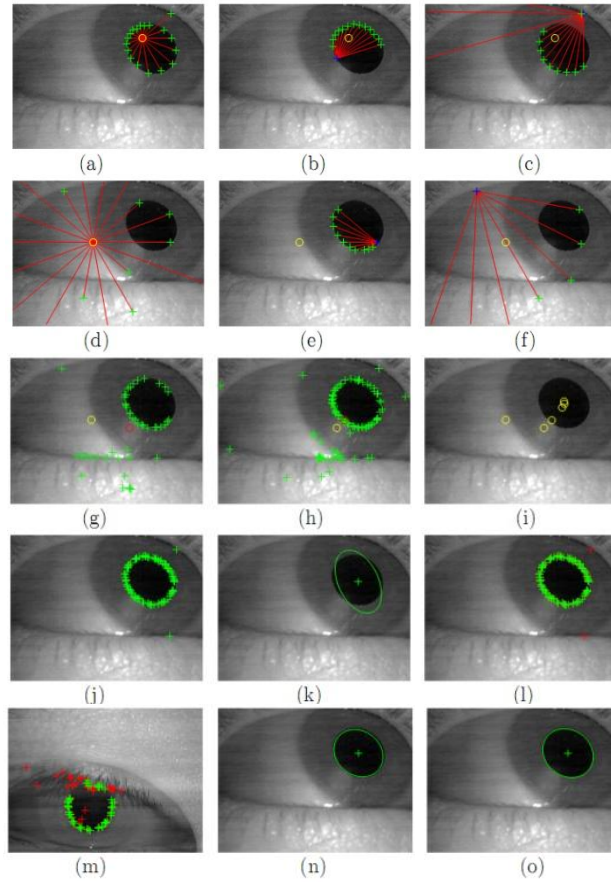


Figura 3.8 – (a) Os valores candidatos a limite pupilar (cruzes) são detectados ao longo dos raios traçados a partir do ponto central da pupila (círculo amarelo). (b) Para cada ponto é traçado um conjunto de raios o que vai aumentar o número de candidatos a limite pupilar. (c) Raios que retornam de um ponto não pertencente ao limite da pupila. (d-f) Semelhante a (a-c), mas com ponto inicial fora da pupila. (g) Apresentação de todos os pontos candidatos. (h) Segunda iteração. (i) Convergência. (j) Exemplo de pontos característicos do limite pupilar com dois *outliers* (valores discrepantes). (k) Aproximação elíptica. (l) Valores correctos (a verde) e valores discrepantes (a vermelho). (m) Um exemplo com mais valores discrepantes. (n) A melhor aproximação elíptica, usando apenas os valores correctos (sem *outliers*). (o) A melhor aproximação elíptica, usando uma optimização baseada no modelo desenvolvido⁽⁹⁾.

3.2.2 Algoritmos desenvolvidos

Detecção da pupila

A detecção da pupila é feita por um algoritmo que foi construído, em parte, com base numa função do algoritmo *Starburst*, anteriormente descrito.

Este algoritmo tem como parâmetros de entrada as coordenadas de um ponto inicial do interior da pupila (calculado por um algoritmo secundário), a imagem na qual se quer dimensionar a pupila e o valor numérico de *threshold* inserido na interface. O algoritmo inicia-se a partir de um ponto de coordenadas fornecido (*input*) e traça, a partir deste, raios onde compara a diferença de valores de intensidade (tons de cinzento) entre pixéis vizinhos. Quando esse valor é excedido, o algoritmo termina essa iteração e guarda a posição da última iteração válida. De seguida, o algoritmo traça um novo raio tendo como ponto inicial o valor que foi calculado, medindo assim o extremo oposto do valor em questão. Este procedimento é então feito em todas as direcções, até que se chega a um conjunto de valores não discrepantes que caracterizam os limites da pupila no olho. Este algoritmo tem como valores de saída as coordenadas dos pontos de limite pupilar.

Este processo é feito dentro de um ciclo, em que são calculadas as dimensões da pupila para diversas imagens que se pretende medir. É de salientar que o centro da pupila é calculado em cada iteração e serve como parâmetro de entrada da iteração seguinte.

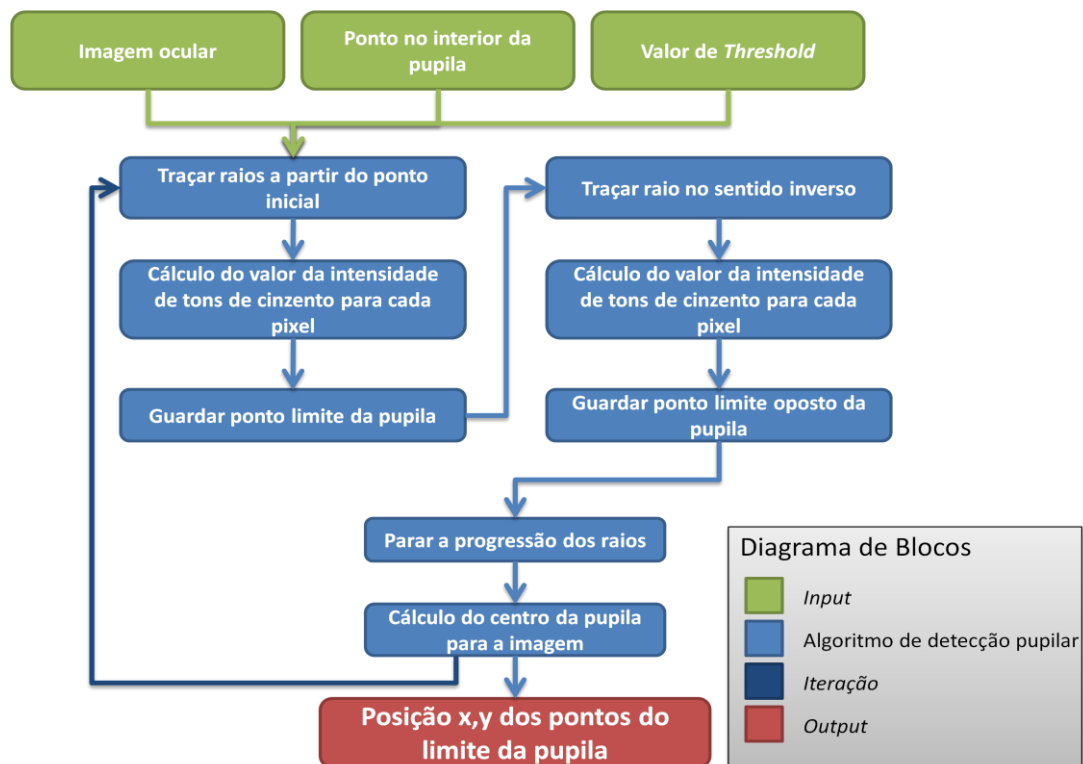


Figura 3.9 - Diagrama de blocos do algoritmo desenvolvido.

```

1  Input: Imagem do olho
2      Ponto no interior da pupila
3      Valor de Threshold
4  Output: Posição x,y dos pixéis característicos do interior da pupila
5  Procedimento:
6  Iteração (ciclo)
7      Passo 1:
8          Traçar raios a partir do ponto inicial
9          Cálculo do valor de intensidade de tons de cinzento em cada ponto
10         Se a taxa de variação de um ponto em relação ao anterior > threshold
11             Guardar ponto limite da pupila
12             Parar progressão do raio
13         Passo 2:
14             Para cada ponto calculado do passo 1
15                 Traçar raio no sentido inverso, a partir do ponto limite calculado anteriormente
16                 Calcular o valor de intensidade de tons de cinzento de cada ponto
17                 Se a taxa de variação de um ponto em relação ao anterior > threshold
18                     Guardar ponto limite da pupila
19                     Parar progressão do raio
20     Até que o raio traçado coincida com o primeiro

```

Tabela 6 – Tradução do código do algoritmo de detecção pupilar.

Como se trata de uma adaptação de um algoritmo cuja função original não é a detecção do contorno pupilar, o *output* deste algoritmo é, na verdade, um conjunto de pontos no interior da pupila que serve para detectar o foco do olho num instante.

Centro da pupila

O centro da pupila é medido através de uma análise dos valores de intensidade em todas as colunas de cada imagem. É feita uma análise por coluna, criando um gráfico do espectro de intensidades em três dimensões (figura 3.11). Obtido este gráfico, é aplicado um filtro passa baixo que remove a maior parte das transições rápidas de altas frequências. Este processo é importante para evitar que o algoritmo confunda a pupila com as pestanas, visto que são ambas zonas com pixéis de muito baixa intensidade. Removida a maior parte dos pixéis das pestanas, ficamos com uma zona aproximadamente no centro da imagem que é característica da pupila. Esta zona é como que um vale no gráfico 3D. De seguida, calcula-se o mínimo dessa zona, que é de certeza uma zona no interior da pupila. É de notar que o algoritmo de detecção não precisa de começar mesmo no centro da pupila, mas apenas num ponto interno da mesma. Assim, este algoritmo de cálculo do centro da pupila é, na verdade, um detector de pontos internos da pupila.

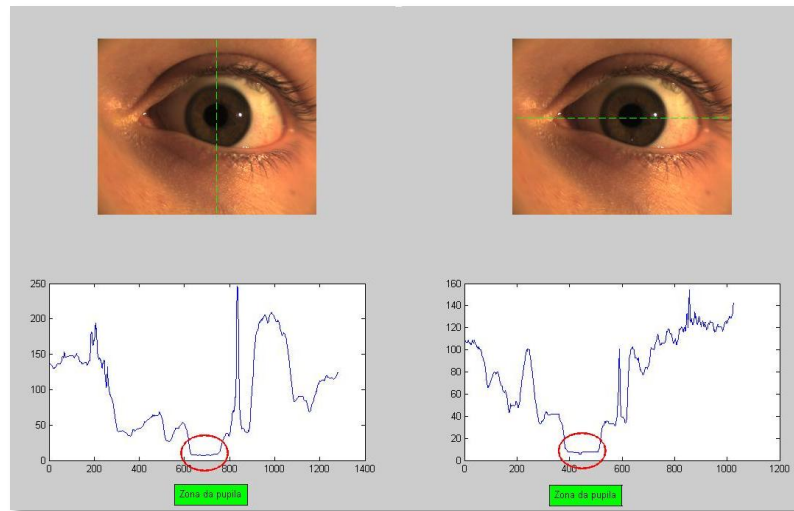
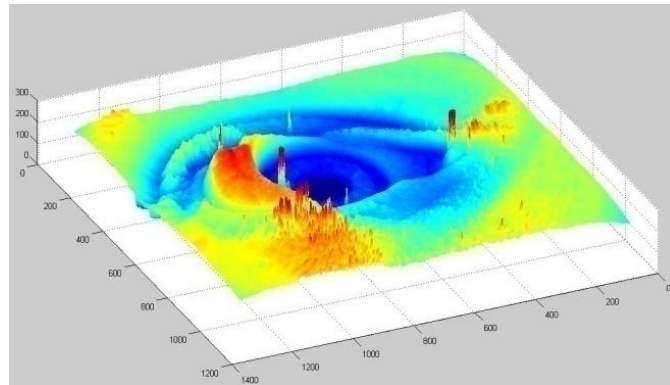


Figura 3.10 - Análise da intensidade de tons de cinzento de uma linha (esquerda) e de uma coluna (direita), a título de exemplo.

a)



b)

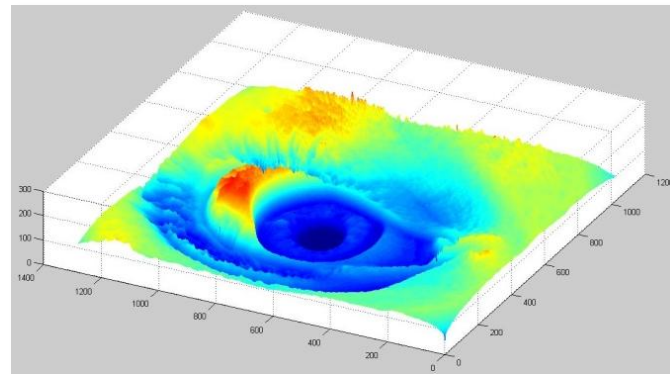


Figura 3.11 - Imagem digital do olho numa escala a 3 dimensões: posições x e y e intensidade de cada pixel. Podemos observar a pupila em cores mais escuras, visto que a intensidade dos seus pixéis é a mais baixa relativamente à dos restantes. Este tipo de gráfico permite a detecção automática da pupila. São ambas iguais, com a diferença de que a **b)** é o resultado da aplicação de um filtro passa baixo na **a)**. Esta aplicação removeu a maior parte das variações de frequência rápidas, ou seja, as pestanas, no caso da imagem do olho.

Cálculo de máximos e mínimos

Dada a actuação do algoritmo de detecção da pupila, são adquiridas as posições dos pixéis que se encontram no interior da pupila. De seguida, é aplicado o algoritmo de cálculo de máximos e mínimos. Este percorre todas as colunas de pixéis obtidos do algoritmo anterior e calcula o máximo e o mínimo de cada uma delas. Feito isto, exprime esse conjunto de pixéis numa tabela, organizado, de ordem crescente, no eixo das abcissas.

Cálculo da área, perímetro e diâmetro

Existe uma normalização prévia dos dados anteriores, normalização essa que divide os limites da pupila em duas metades segundo um eixo horizontal, sendo a metade de cima constituída por valores positivos e a de baixo por valores negativos. Posto isto, o algoritmo integra a metade superior dos valores, de forma a obter a área da primeira metade. De seguida inverte a metade inferior e integra-a também, somando os dois valores e obtendo, então, a área pupilar.

Os diâmetros horizontais e verticais são obtidos através do número de colunas (diâmetro horizontal) e linhas (diâmetro vertical) do conjunto de pixéis internos à pupila. O perímetro é medido calculando a hipotenusa entre duas grandezas. A primeira é a diferença entre intensidades de pixéis vizinhos. E a segunda a distância horizontal entre os dois pixéis vizinhos.

É importante salientar que, sempre que o algoritmo calcula um diâmetro pupilar, calcula também o seu centro, o qual vai servir de ponto inicial para a iteração seguinte.

Square Threshold

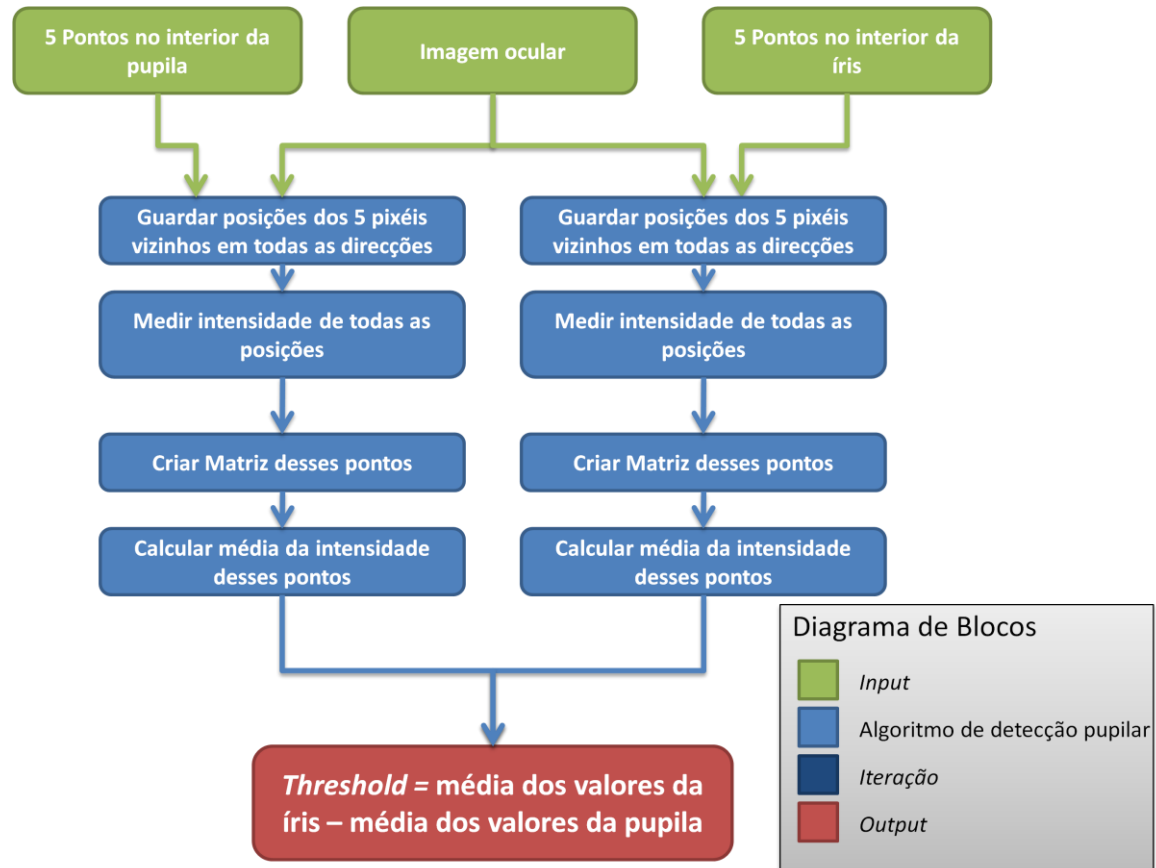


Figura 3.12 - Diagrama de blocos do Square Threshold.

- 1 **Input:** Primeira imagem do sujeito
- 2 5 pontos no interior da pupila (escolhidos pelo utilizador)
- 3 5 pontos no interior da íris (escolhidos pelo utilizador)
- 4 **Output:** Valor de *Threshold*
- 5 **Procedimento:**
- 8 **Iteração**
- 9 Traçar raios de intensidade 5 a partir dos pontos da pupila em todas as direcções
- 10 Criar matriz com a intensidade desses pixéis
- 11 *Valores pupila* = Guardar intensidades dos pixéis
- 12 **Iteração**
- 13 Traçar raios de intensidade 5 a partir dos pontos da íris em todas as direcções
- 14 Criar matriz com a intensidade desses pixéis
- 15 *Valores íris* = Guardar intensidades dos pixéis
- 16 $Threshold = (m\acute{e}dia\ dos\ Valores\ pupila - m\acute{e}dia\ dos\ Valores\ \acute{i}ris) / \text{valor de seguran\c{c}a}$

Tabela 7 - Tradução do código do algoritmo de detecção de *Threshold* por pontos.

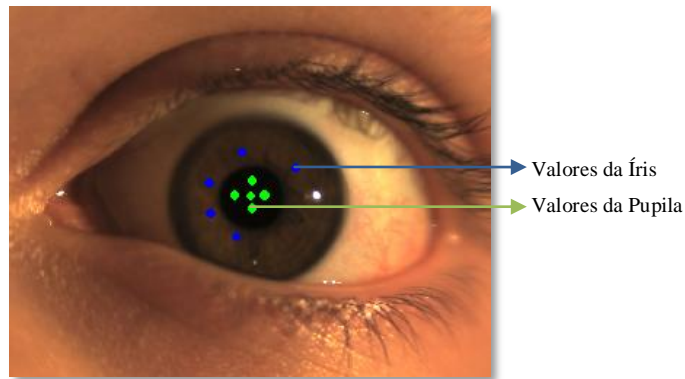


Figura 3.13 - Demonstração do algoritmo na interface.

Este algoritmo foi criado com o intuito de calcular automaticamente o valor de *threshold* de uma forma rápida, não tão sensível como o algoritmo descrito a seguir, mas de uma forma mais celere. É pedido ao utilizador para escolher cinco pontos no interior da pupila e cinco pontos no interior da íris. Dados esses pontos, o algoritmo itera as suas posições em todas as direcções na amplitude de 5, ou seja, escolhe um quadrado bidimensional de pixéis em que o pixel central é o pixel escolhido. Guardados os dados, de seguida o algoritmo compara a média das intensidades dos valores da íris com a média das intensidades dos valores da pupila. Retirado um valor de segurança, o algoritmo apresenta como *output* o valor de *threshold* automático medido.

O valor de segurança foi definido empiricamente ao longo do estudo. Trata-se de um número pelo qual o output dos algoritmos de threshold automático é dividido para evitar que o valor de Threshold exceda um limiar de risco (diminui a probabilidade de o algoritmo se expandir para a íris).

Circle Threshold

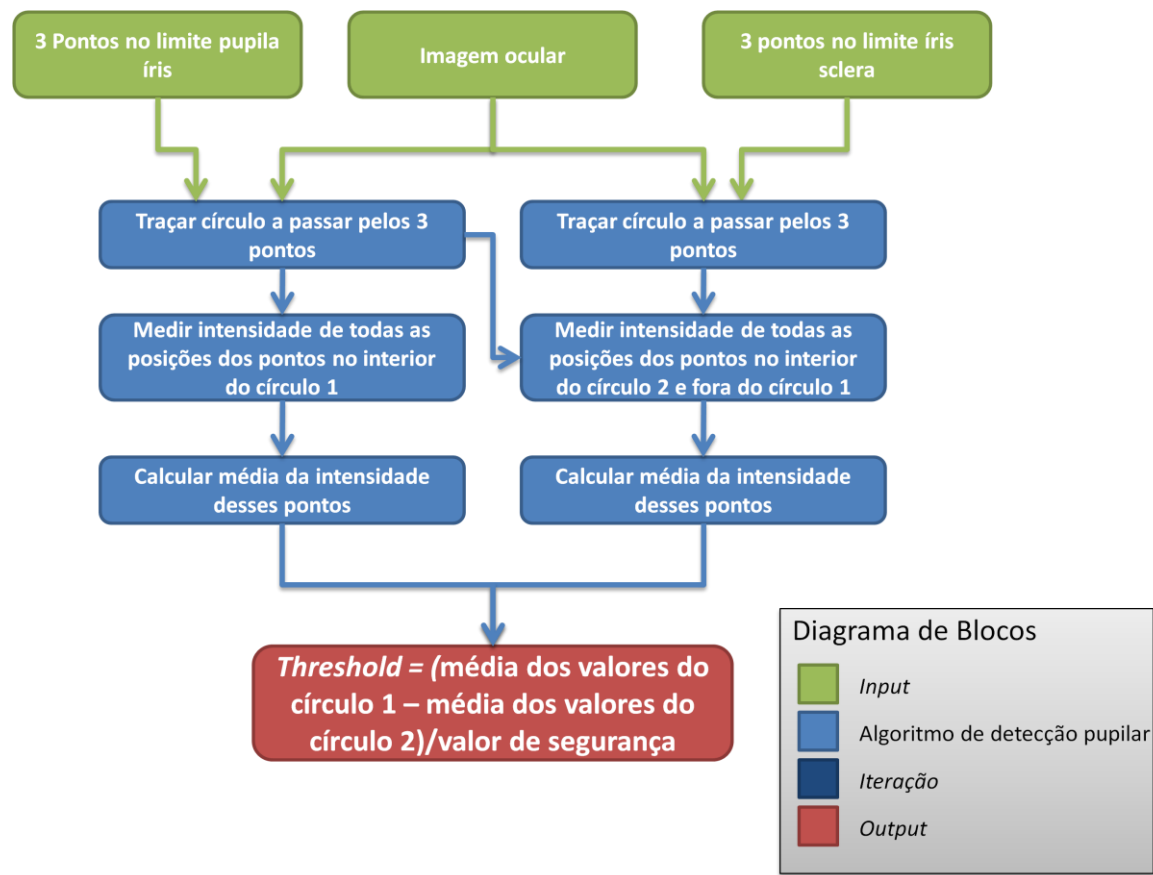


Figura 3.14 - Diagrama de blocos do Circle Threshold.

- 1 **Input:** Primeira imagem do sujeito
- 2 3 pontos no limite pupila-íris (ao olho do utilizador)
- 3 3 pontos no limite íris-sclera (ao olho do utilizador)
- 4 **Output:** Valor de *Threshold*
- 5 **Procedimento:**
- 6 *Círculo 1* = traçar círculo a passar pelos primeiros 3 pontos
- 7 *Círculo 2* = traçar círculo a passar pelos primeiros 3 pontos
- 8 **Iteração**
- 9 Se posições dos pixéis da matriz estão dentro do *Círculo 1*
- 10 Subtrair margem ao *Círculo 1*
- 11 *Valores 1* = intensidades dos pixéis
- 12 Se posições dos pixéis da matriz estão dentro do *Círculo 2* e não dentro do *Círculo 1*
- 13 Subtrair margem ao *Círculo 2*
- 14 Somar margem ao *Círculo 1*
- 15 *Valores 2* = intensidade dos pixéis
- 16 $Threshold = (média dos Valores 1 - média dos Valores 2) / \text{valor de segurança}$

Tabela 8 - Tradução do código de detecção de *Threshold* por círculos.

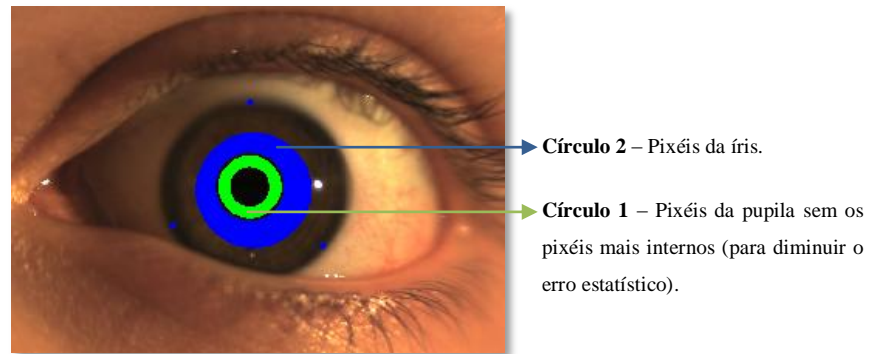


Figura 3.15 – Demonstração do algoritmo na interface.

Este algoritmo foi criado com o intuito de calcular automaticamente o valor do *threshold* mais adequado, dada a imagem em questão. O algoritmo recebe como parâmetro de entrada a imagem na qual pede ao utilizador para escolher três pontos na fronteira entre a pupila e a íris (não são precisos valores muito correctos, visto que o algoritmo é robusto o suficiente). De seguida, o algoritmo pede ao utilizador para escolher três pontos no limite da íris com a *sclera*. Dada esta informação, o algoritmo vai traçar duas circunferências, cada uma a passar pelo conjunto de pontos anteriormente definido. Traçadas essas circunferências, o algoritmo guarda os valores de intensidade de cada pixel compreendidos no interior da pupila (primeiro círculo a convergir para o interior) e no interior da íris (segundo círculo a convergir para o interior até ao primeiro, não inclusive).

É importante salientar que o algoritmo traça um terceiro círculo com raio de um terço do primeiro, a partir do centro da pupila. Os pixéis no interior deste círculo não são contabilizados como sendo pixéis da pupila. Este procedimento permite diminuir o erro dos cálculos que são feitos após a obtenção de dados.

Obtidos os pontos pretendidos, o algoritmo compara a média de uns valores com a média dos outros e obtém, assim, a diferença entre a intensidade pupilar e a intensidade da íris. Após divisão do resultado por um valor de segurança, o algoritmo apresenta como *output* o valor de *threshold* automático medido.

3.2.3 Interface

A interface surge como um método de automatizar e tornar *user friendly* todos os algoritmos desenvolvidos. Permite uma utilização fácil de todas as ferramentas desenvolvidas, para que todo o programa possa ser utilizado por pessoas não especializadas. Junto com a interface encontra-se um ficheiro *help*, cuja leitura rápida permite ao utilizador familiarizar-se com todas as ferramentas disponíveis.

A interface está compilada num ficheiro executável que permite ser instalado em qualquer computador, mesmo que não possua o MATLAB. É apenas preciso instalar, juntamente com o programa, todas as bibliotecas necessárias (procedimento simples com recurso a um pacote instalável disponibilizado pela Mathworks).

Painel geral

O painel geral do pupilómetro (figura 3.16) é composto por três grandes separadores: *Data Acquisition*, *Data Processing* e *Statistics*. Comuns a estes separadores existem três botões em baixo que permitem, respectivamente, consultar o ficheiro *help*, pesquisar na lista de pacientes e sair do programa. É de salientar que todos os campos estão programados com uma *tooltip string*, uma pequena nota que surge sempre que se colocar o cursor em cima de um campo durante algum tempo. De seguida descreve-se pormenorizadamente a função de cada botão da interface. Devido ao facto de o MATLAB não apresentar nenhuma opção para criar separadores nas suas interfaces, foi utilizada uma função externa intitulada *TabPanel constructor*, que permite a criação de separadores (função adquirida no *MATLAB central* desenvolvida por Elmar Tarajan).

Help

O botão de *help* permite ao utilizador aceder a um ficheiro *.pdf* que contém uma explicação breve do programa e que tem, também, esquematizados, dois perfis de utilizador com os respectivos passos a realizar.

Search

Este botão permite aceder a um *guide* autónomo, onde é possível pesquisar o *ID* de um paciente já existente na base de dados. Esta opção é muito útil, visto que a identificação de um paciente nada tem a ver com ele, mas sim com as normas de registo no programa.

Exit

Permite a saída, com confirmação, do programa.

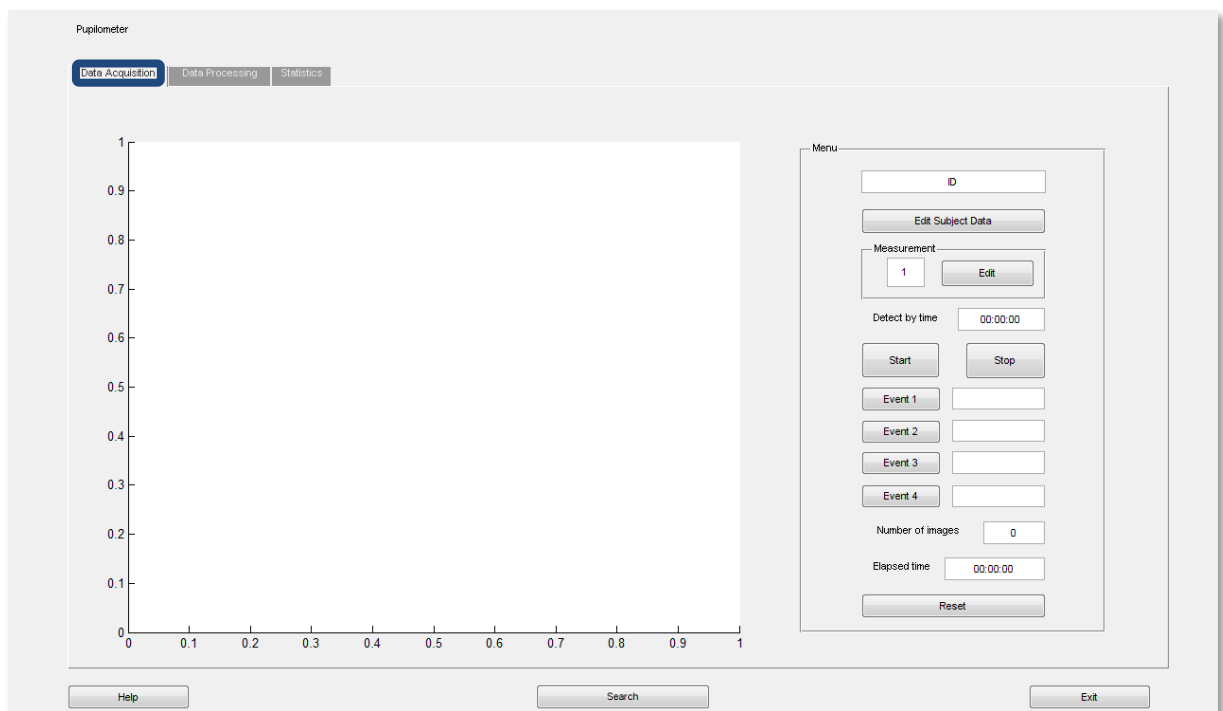
Painel 1: Data Aquisition

Figura 3.16 – Separador *Data Aquisition*.

ID

Trata-se de um campo de texto editável, que permite a introdução de um paciente novo ou já existente. Quando não é preenchido, apresenta-se, por defeito, preenchido com a string “ID”. Se tal acontecer, é inserido um paciente novo na base de dados.

Edit subject data

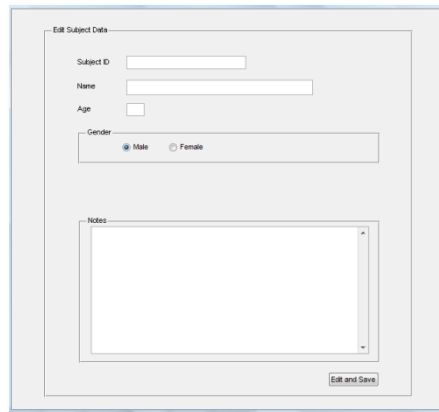
The image shows a software window titled "Edit Subject Data". Inside, there are several input fields: "Subject ID" (a single-line text box), "Name" (a single-line text box), "Age" (a single-line text box), and "Gender" (a group box containing two radio buttons labeled "Male" and "Female", with "Male" selected). Below these is a large multi-line text area labeled "Notes". At the bottom right of the window is a button labeled "Edit and Save".

Figura 3.17 – Formulário *Edit Subject Data*.

Este botão dá acesso a um formulário onde se preenchem os dados demográficos e algumas notas clínicas do paciente. Se o campo *ID* não foi preenchido, este formulário apresenta-se por preencher. Se o campo *ID* estiver preenchido, o formulário apresenta-se com os dados da última actualização feita aos dados demográficos do paciente em questão. Este formulário está dotado de algumas validações que permitem reduzir os erros de preenchimento de dados. Se algum campo não for preenchido (excepto o das notas, que não é obrigatório), este emite uma mensagem de erro a alertar o utilizador. Caso existam letras no campo da idade, ou se a idade for um número discrepante, existe também um mecanismo que alerta o utilizador para o caso.

Measurement

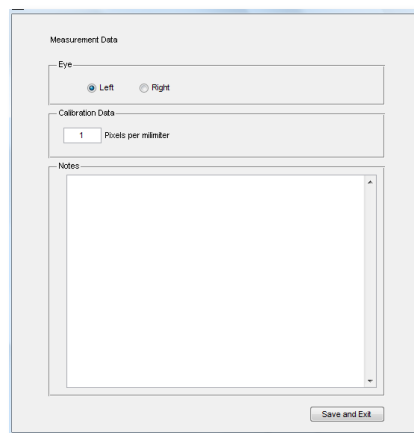
The image shows a software window titled "Measurement Data". Inside, there are several input fields: "Eye" (a group box containing two radio buttons labeled "Left" and "Right", with "Left" selected), "Calibration Data" (a single-line text box containing the value "1" followed by the text "Pixels per millimeter"), and a large multi-line text area labeled "Notes". At the bottom right of the window is a button labeled "Save and Exit".

Figura 3.18 – Formulário *Measurement Data*.

Este campo é composto por um campo de texto não editável e por um botão que permite o acesso aos dados de calibração. O campo de texto exhibe o número correspondente à vez que determinado paciente está a realizar o exame. O botão da calibração permite registar a pupila que está a ser analisada (direita ou esquerda) e também definir a escala de conversão de pixéis em milímetros.

Detect by time

Este campo é um campo editável de texto que não é obrigatório. Quando preenchido, este limita o tempo de aquisição de dados ao que foi inserido pelo utilizador. Se não for preenchido, o tempo de aquisição de dados é, por defeito, infinito.

Start

Este botão inicia a aquisição de dados. Caso o campo *detect by time* esteja preenchido, este processo termina findo o tempo definido. Caso contrário, a aquisição de dados é contínua e dura até que seja premido o botão *Stop*.

Stop

Termina o processo de aquisição de dados.

Eventos

Este conjunto de campos tem a finalidade de facilitar a aquisição de dados usando marcadores visuais para melhor consultar os resultados. É composto por quatro botões com os respectivos campos editáveis de texto. No decorrer da aquisição de dados, ao pressionar qualquer um dos botões de eventos, fica registada no instante exacto uma nota, preenchida no campo de texto, tanto no gráfico (marcador de cor forte) como nas tabelas (coluna adicional). Este campo é muito importante quando se pretende estudar um paciente usando estímulos pré-programados. Consultando os gráficos é facilmente observável o instante em que começa determinado estímulo.

Number of images

Trata-se de um campo de texto não editável que exibe o número de imagens obtidas na última aquisição que foi feita.

Elapsed time

Trata-se de um campo de texto não editável que exibe o tempo que demorou a última aquisição de dados.

Reset

Permite limpar o ID do paciente que está carregado, de momento, no programa.

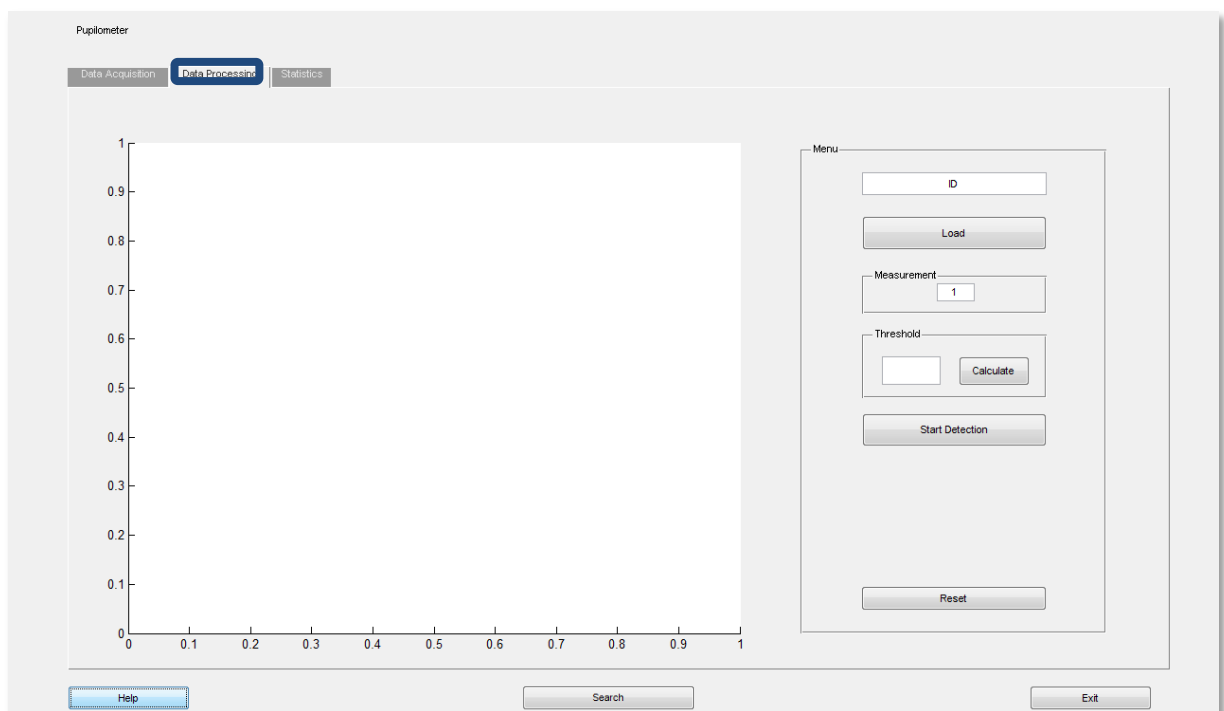
Painel 2: *Data processing*

Figura 3.19 – Separador *Data Processing*.

ID

Trata-se de um campo de texto não editável, pois apenas o campo *ID* do separador de aquisição de dados é editável. Exibe o paciente que foi carregado no botão *Load*, ou então que já foi inserido no separador anterior.

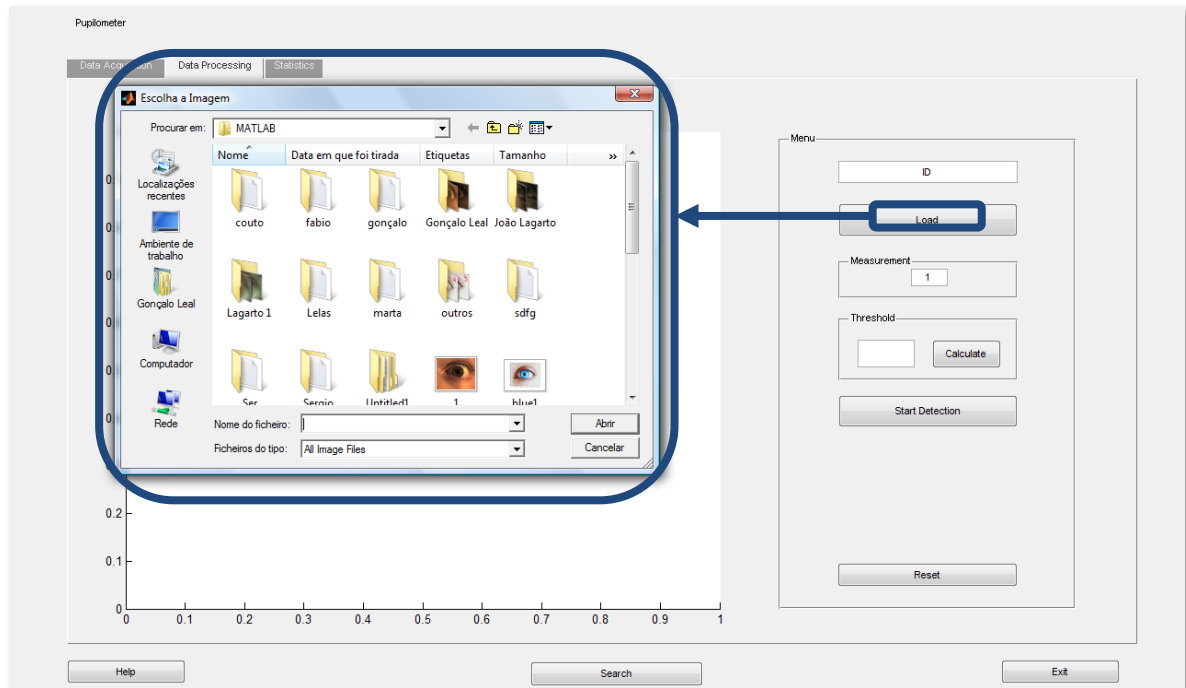
Load

Figura 3.20 - Opção *Load*.

Permite carregar as imagens do paciente em questão (adicionado no separador anterior), ou de um paciente já existente na base de dados.

Measurement

À semelhança do seu homónimo presente no separador *Data Acquisition*, exibe o número da vez que o paciente em questão está a realizar o exame.

Threshold

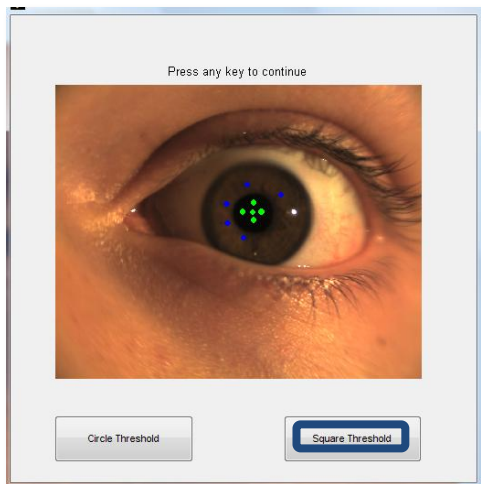


Figura 3.21 - Exemplo de cálculo do valor de *Threshold* pelo método *Square Threshold*.

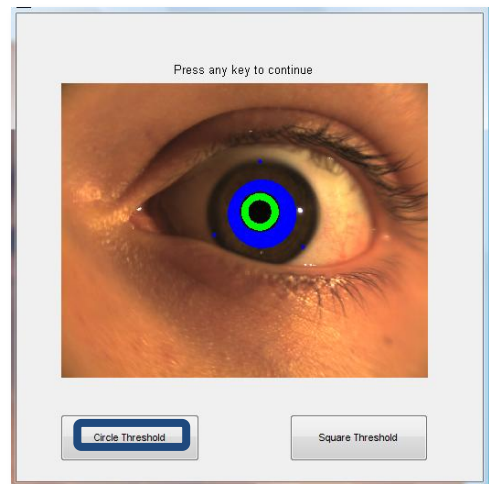


Figura 3.22 - Exemplo de cálculo do valor de *Threshold* pelo método *Circle Threshold*.

É, sem dúvida, o campo mais importante do ponto de vista do utilizador. É composto por um campo editável de texto e por um botão. O primeiro permite inserir manualmente o valor de *threshold* com o qual o utilizador quer executar a detecção pupilar. O segundo permite um cálculo automático desse valor, mediante dois métodos distintos criados para o efeito.

Start detection

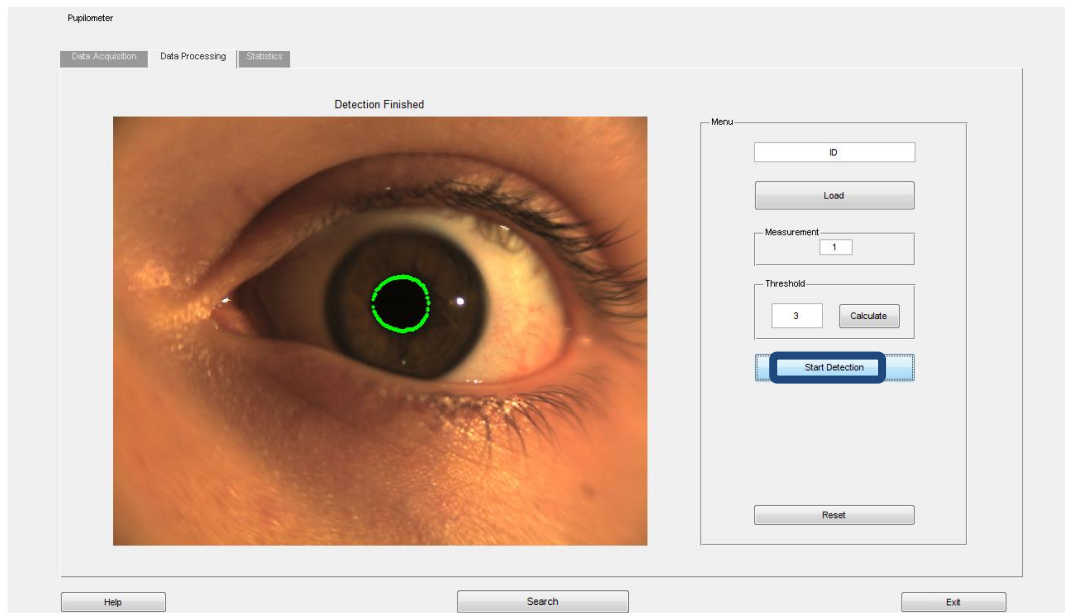


Figura 3.23 - Exemplo de uma imagem de um olho com a detecção pupilar em curso.

É o botão que faz a detecção pupilar. É muito importante do ponto de vista de programação, mas do ponto de vista do utilizador trata-se apenas de um botão que inicia um processo.

Reset

Limpa todos os dados carregados nesde painel.

Painel 3: Statistics

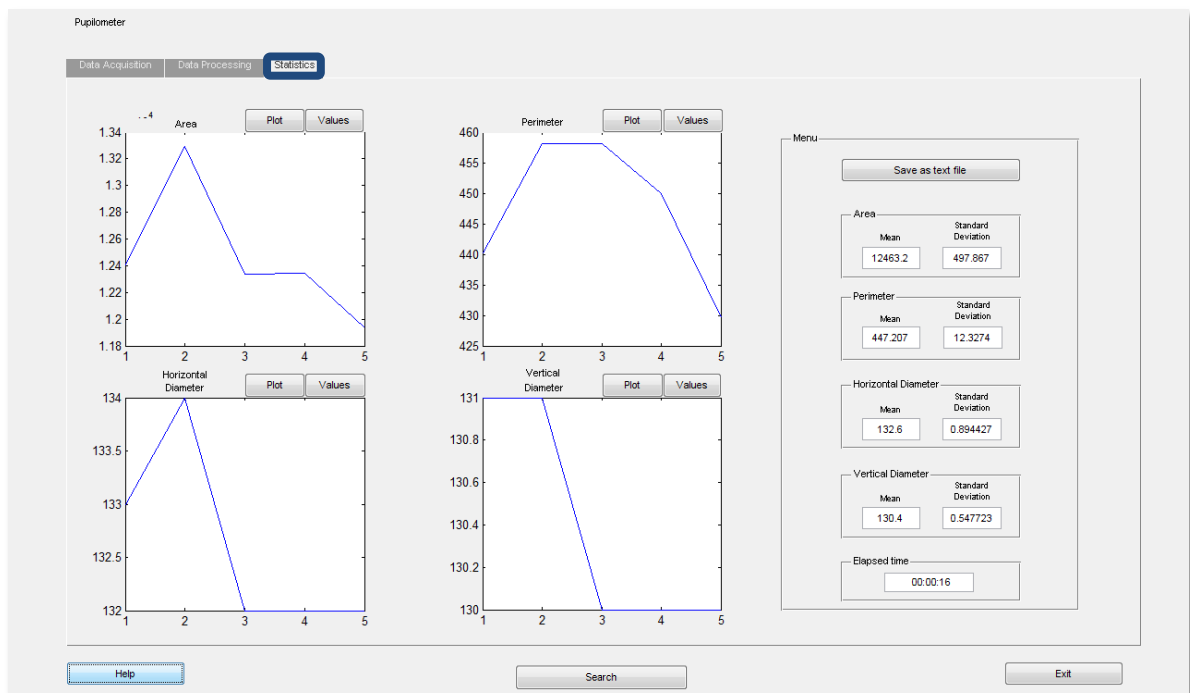


Figura 3.24 - Painel Statistics.

Plot

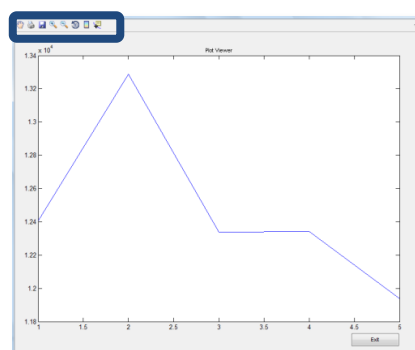
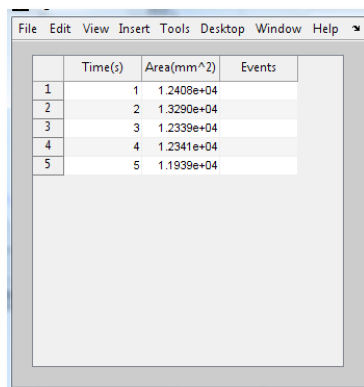


Figura 3.25 - Funcionalidade Plot.

Este botão está presente nos quatro gráficos definidos e serve para aumentar tanto o tamanho dos gráficos obtidos, como o número de tarefas que se podem realizar no mesmo.

Values

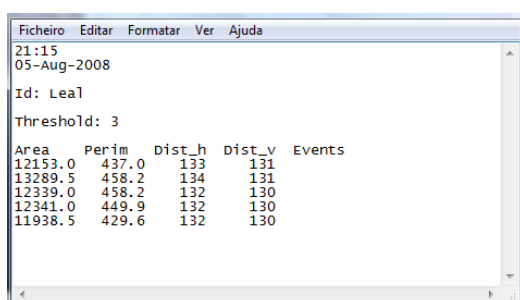


	Time(s)	Area(mm ²)	Events
1	1	1.2408e+04	
2	2	1.3290e+04	
3	3	1.2339e+04	
4	4	1.2341e+04	
5	5	1.1939e+04	

Figura 3.26 - Tabela de valores da área pupilar (semelhante às restantes grandezas).

Este botão está presente nos quatro gráficos definidos e serve para consultar os valores numéricos dos gráficos.

Save as text file



```

21:15
05-Aug-2008
Id: Leal
Threshold: 3
Area   Perim   Dist_h   Dist_v   Events
12153.0 437.0    133      131
13289.5 458.2    134      131
12339.0 458.2    132      130
12341.0 449.9    132      130
11938.5 429.6    132      130

```

Figura 3.27 - Exemplo de um ficheiro de texto com os dados do exame realizado.

Este botão cria um ficheiro de texto que contém uma série de dados do paciente e, sobretudo, os resultados do teste realizado.

Dados estatísticos

Este campo exibe os valores médios, com o respectivo erro das grandezas pupilares medidas.

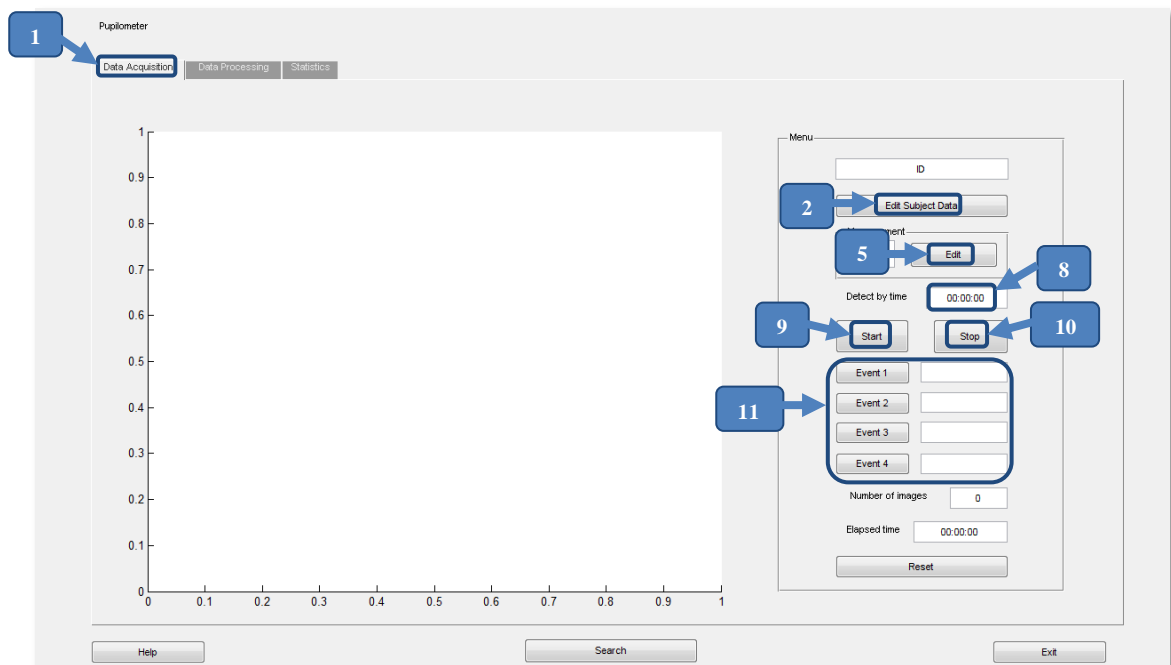
Elapsed time

Trata-se de um campo não editável de texto que exibe o tempo que demorou o tratamento de dados.

3.3 Workflow

Esta secção da dissertação tem como objectivo guiar o utilizador do pupílómetro segundo dois perfis distintos. O primeiro perfil é o de um utilizador que deseja fazer aquisição e tratamento de dados no momento. O segundo perfil é o de um utilizador que deseja fazer o tratamento de dados já existentes na base de dados, ou alterar os dados demográficos do paciente ou, ainda, consultar as tabelas e gráficos de determinado doente.

3.3.1 Perfil 1: Aquisição e tratamento de dados



The image displays two screenshots of a software interface for pupilometry. The left screenshot shows the 'Edit Subject Data' window. It contains fields for 'Subject ID', 'Name', 'Age', and 'Gender' (with radio buttons for 'Male' and 'Female'). Below these is a 'Notes' text area. A blue box highlights the input fields, and a blue arrow points to it from a blue box labeled '3'. A blue arrow points from a blue box labeled '4' to the 'Edit and Save' button at the bottom right. The right screenshot shows the 'Measurement Data' window. It contains fields for 'Eye' (with radio buttons for 'Left' and 'Right'), 'Calibration Data' (with a value of '1' and the unit 'Pixels per millimeter'), and a 'Notes' text area. A blue box highlights the input fields, and a blue arrow points to it from a blue box labeled '6'. A blue arrow points from a blue box labeled '7' to the 'Save and Exit' button at the bottom right.

Passo 1: *Data Acquisition;*

Passo 2: *Edit subject data;*

Passo 3: Preencher dados demográficos do paciente correctamente (campo *notas* não obrigatório);

Passo 4: Salvar dados demográficos.

Passo 5: *Edit Measurement Data;*

Passo 6: Preencher dados do olho e de calibração (campo *notas* não obrigatório);

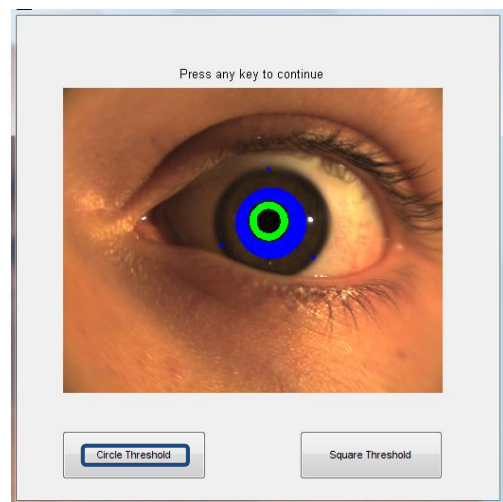
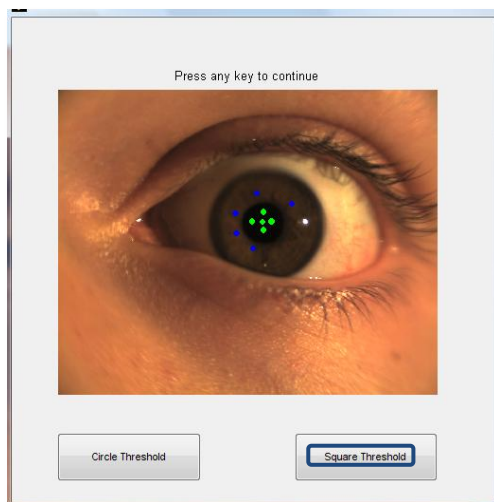
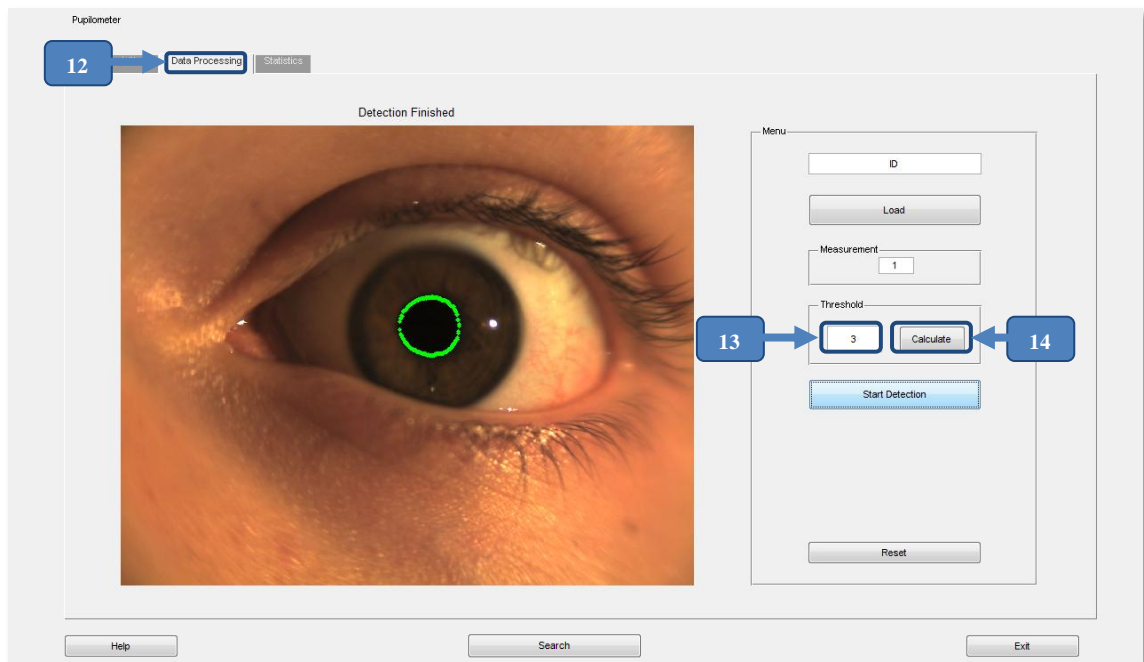
Passo 7: Gravar dados de calibração;

Passo 8: Preencher tempo de aquisição (opcional);

Passo 9: *Start;*

Passo 10: *Stop* (se saltou o passo 7);

Passo 11: Configurar eventos (opcional);

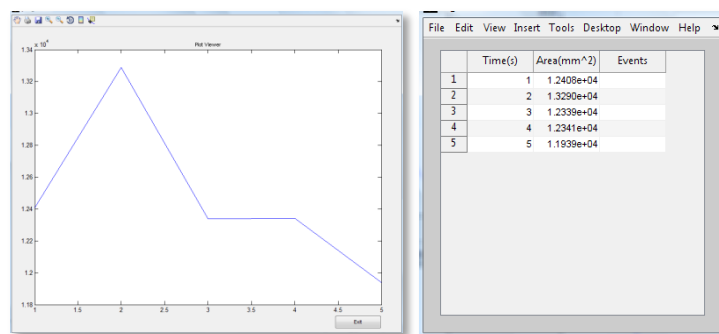
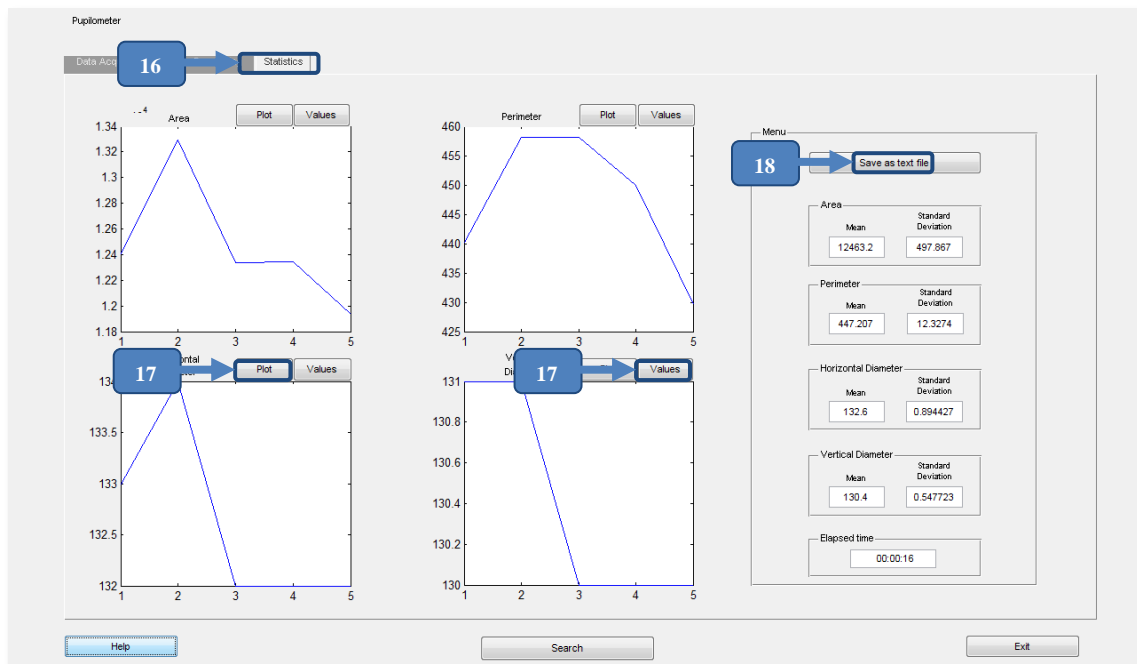


Passo 12: Separador *Data Processing*;

Passo 13: *Threshold* manual;

Passo 14: *Threshold* automático (se saltou o passo 12);

Passo 15: *Start Detection*;

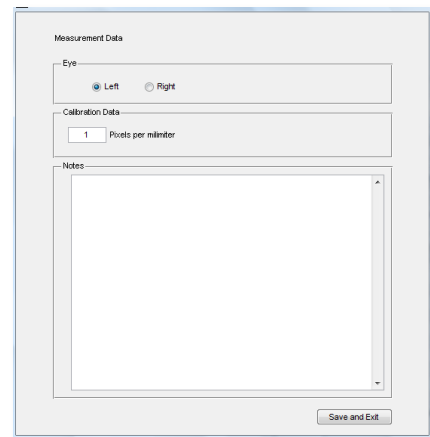
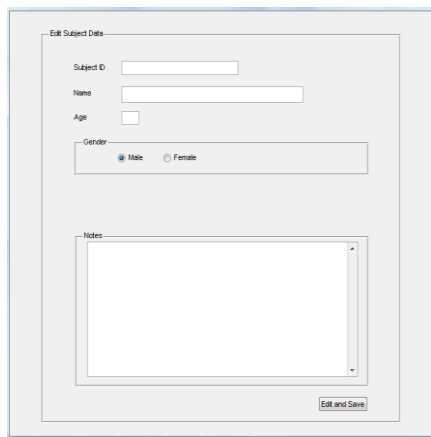
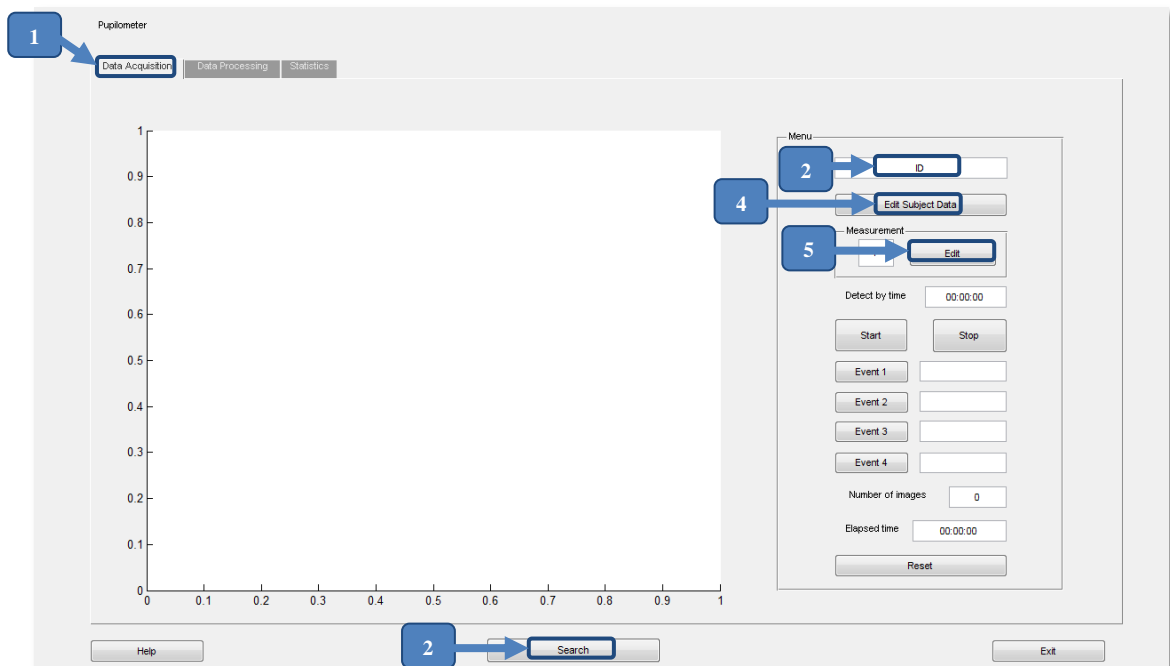


Passo 16: Separador *Statistics*;

Passo 17: Consultar valores e gráficos;

Passo 18: *Save as text file*.

3.3.2 Perfil 2: Tratamento de dados já existentes



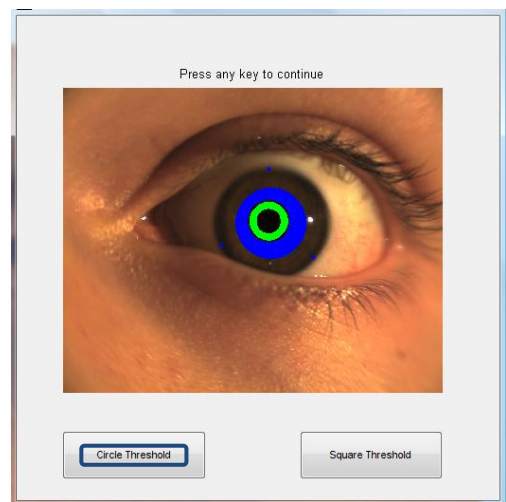
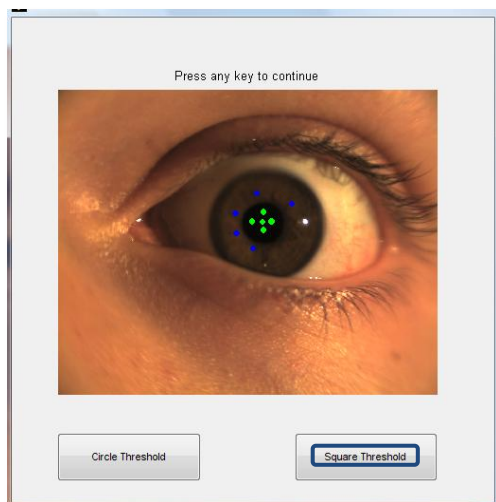
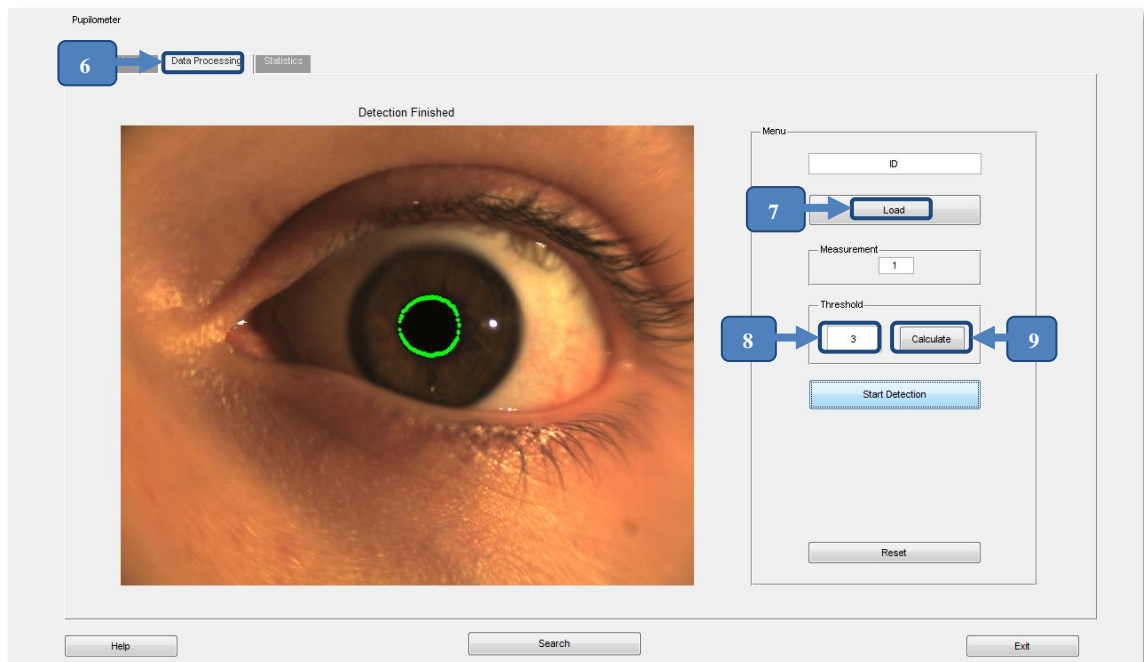
Passo 1: Separador *Data Aquisition*;

Passo 2: Preencher *ID* do paciente já existente;

Passo 3: Consultar *ID* do paciente no botão *Search*;

Passo 4: *Edit subject data* (opcional);

Passo 5: *Edit measurement data* (opcional);

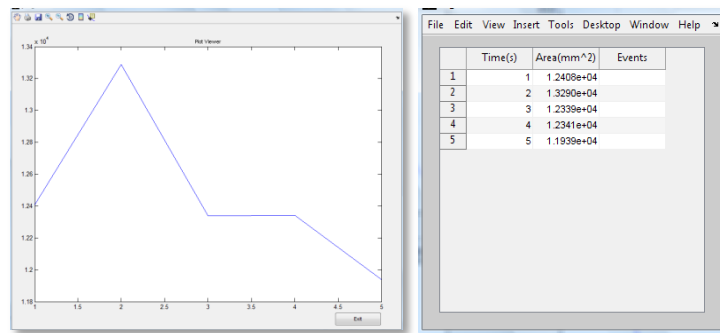
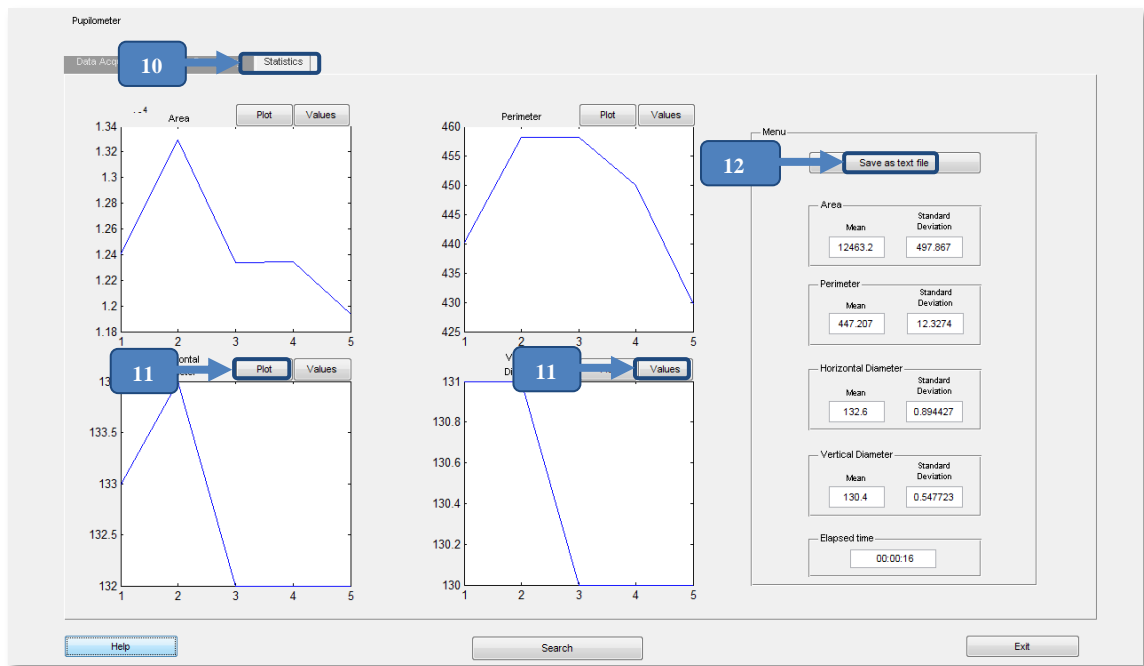


Passo 6: Separador *Data Processing*;

Passo 7: *Load*;

Passo 8: *Threshold* manual;

Passo 9: *Threshold* automático (se saltou o passo 7);



Passo 10: Separador *Statistics*;

Passo 11: Consultar valores e gráficos;

Passo 12: *Save as text file*.

4. Resultados

4.1 Teste 1

O primeiro teste foi feito com o intuito de avaliar os algoritmos e a interface desenvolvidos. Foi realizado numa sala às escuras, com um holofote de luz intensa, única fonte de luz presente. O sujeito foi posicionado em frente do sistema de aquisição de imagem e iluminado constantemente com o holofote, sem que houvesse variação da intensidade de luz do mesmo. No entanto, existem sempre variáveis que não foi possível controlar, tal como as luzes dos corredores ou das outras salas do laboratório.

Cor dos olhos: castanho.

Olho: esquerdo.

Nº de imagens: 100.

Threshold: 3.

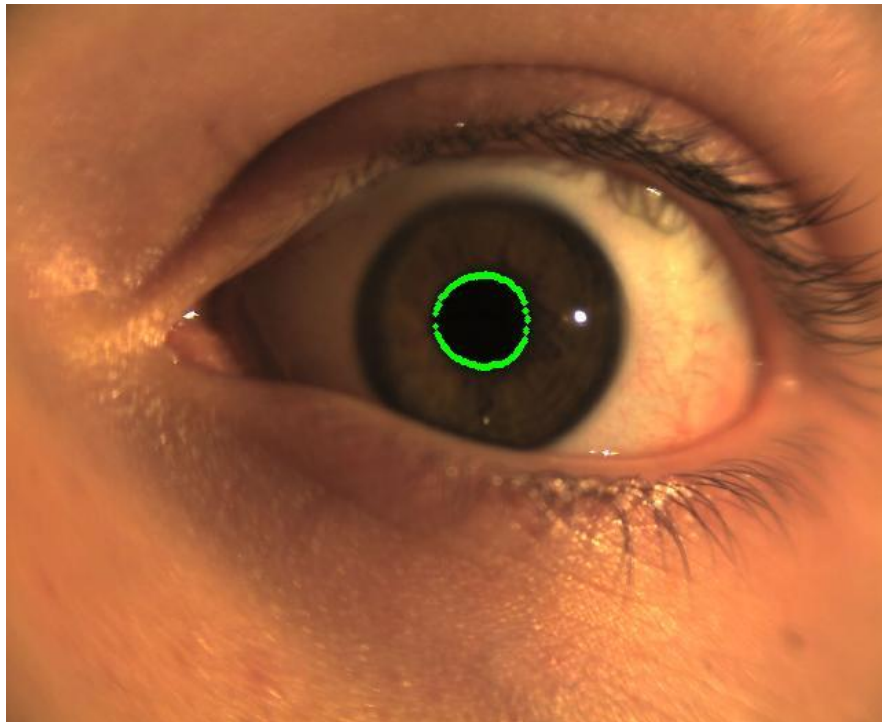
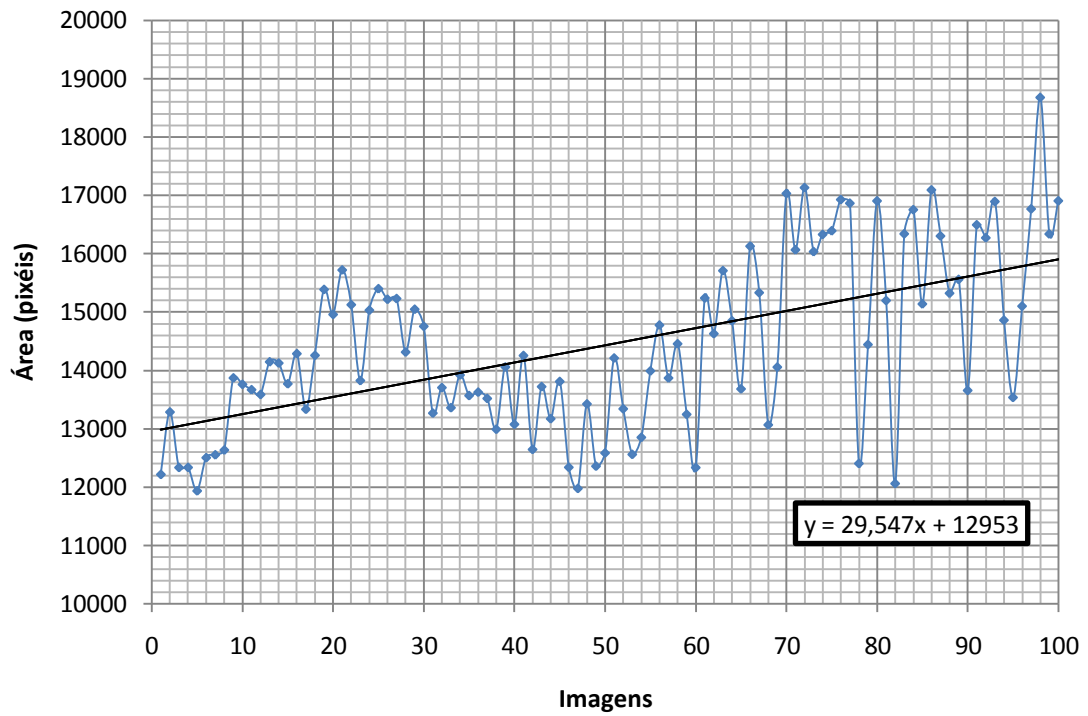
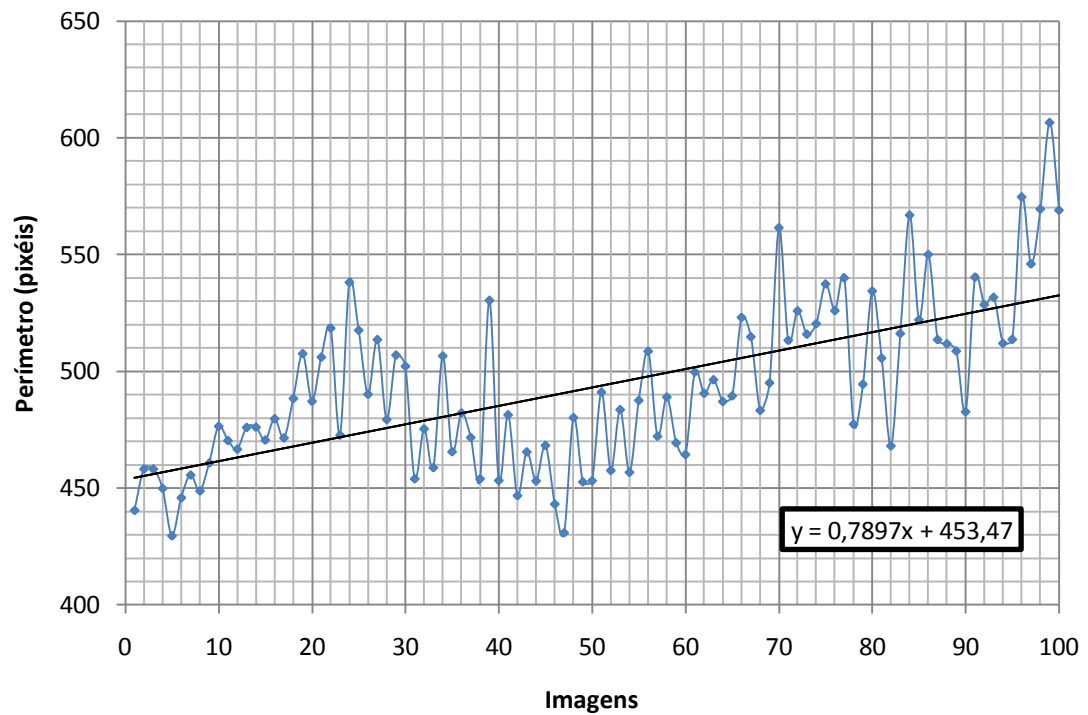


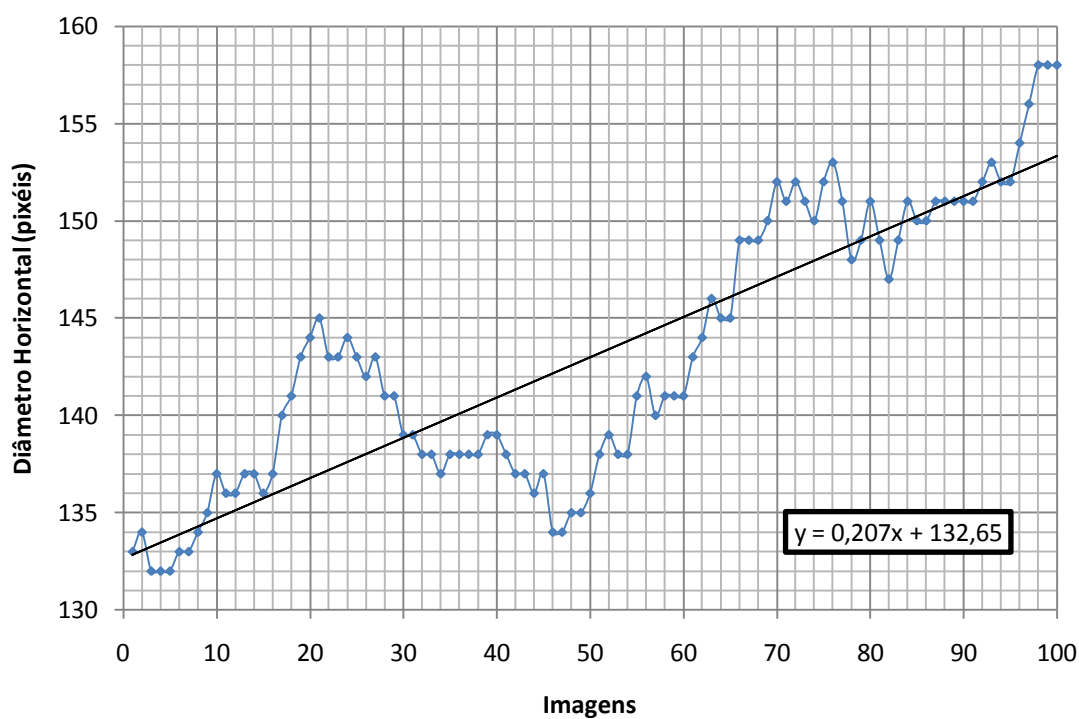
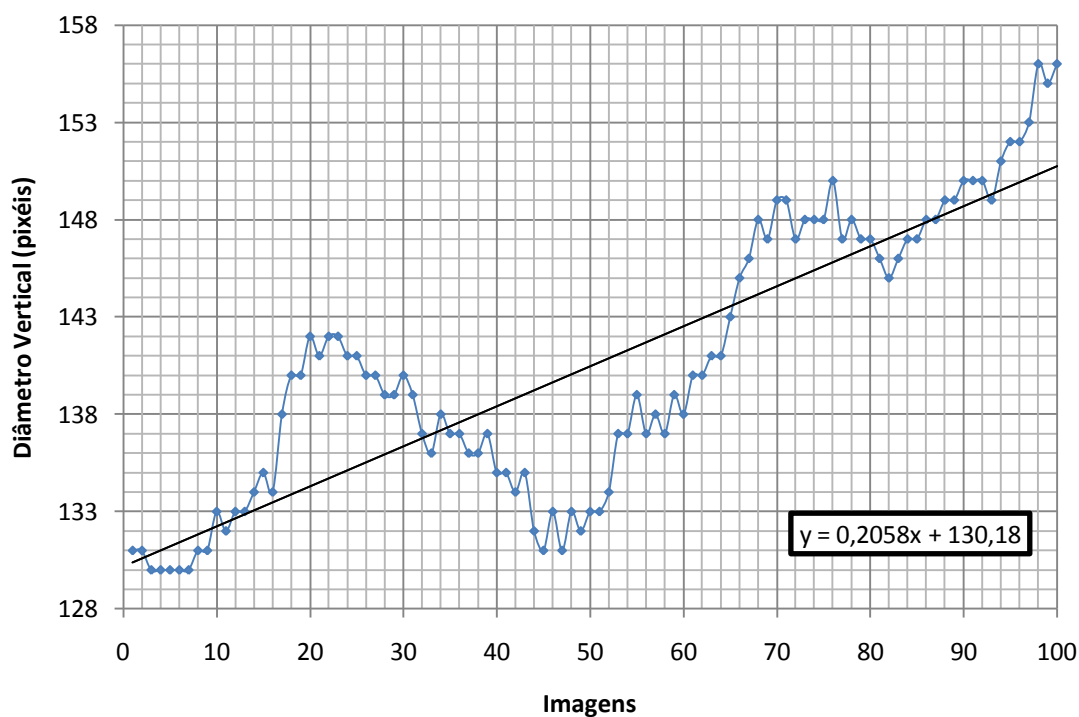
Figura 4.1 – Exemplo de uma detecção pupilar no decorrer do Teste 1.

Variação da área em cada imagem



Variação do perímetro em cada imagem



Variação do diâmetro horizontal em cada imagem**Variação do diâmetro vertical em cada imagem**

	Média	Desvio Padrão
Área	14444.80	1509.91
Perímetro	493.35	35.20
Diâmetro Horizontal	143.10	7.00
Diâmetro Vertical	140.57	7.08

Tempo: 00:07:14 (*hms*).

Este teste teve como objectivo principal analisar o fenómeno de acomodação da pupila a um foco de luz. Analisando os resultados observa-se, à partida, que a pupila se encontra contraída e foi relaxando ao longo do tempo de exposição. Os gráficos apresentam pequenas oscilações muito rápidas, que são características dos fluxos dos sistemas nervoso simpático e parassimpático e, portanto, não são ruído.

No caso específico da evolução dos diâmetros horizontal e vertical, podemos observar que a sua evolução se apresenta semelhante à de uma sinusóide crescente. Este facto pode ser um bom indicador para estudos futuros mais aprofundados.

4.2 Teste 2

O segundo teste foi realizado numa sala às escuras, com um holofote de luz intensa, única fonte de luz presente. O sujeito foi posicionado em frente do sistema de aquisição de imagem e iluminado constantemente com o holofote, sem que houvesse variação da intensidade de luz do mesmo. No entanto, existem sempre variáveis que não foi possível controlar, tal como as luzes dos corredores ou das outras salas do laboratório.

Cor dos olhos: castanho.

Olho: esquerdo.

Nº de imagens: 100.

Threshold: 3,7.

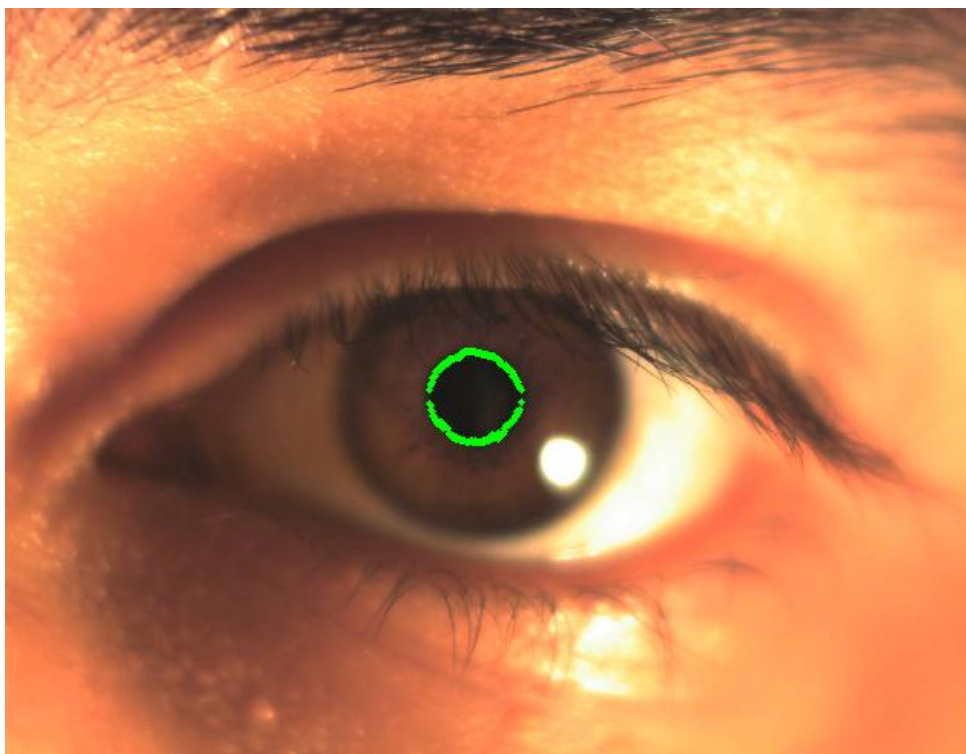
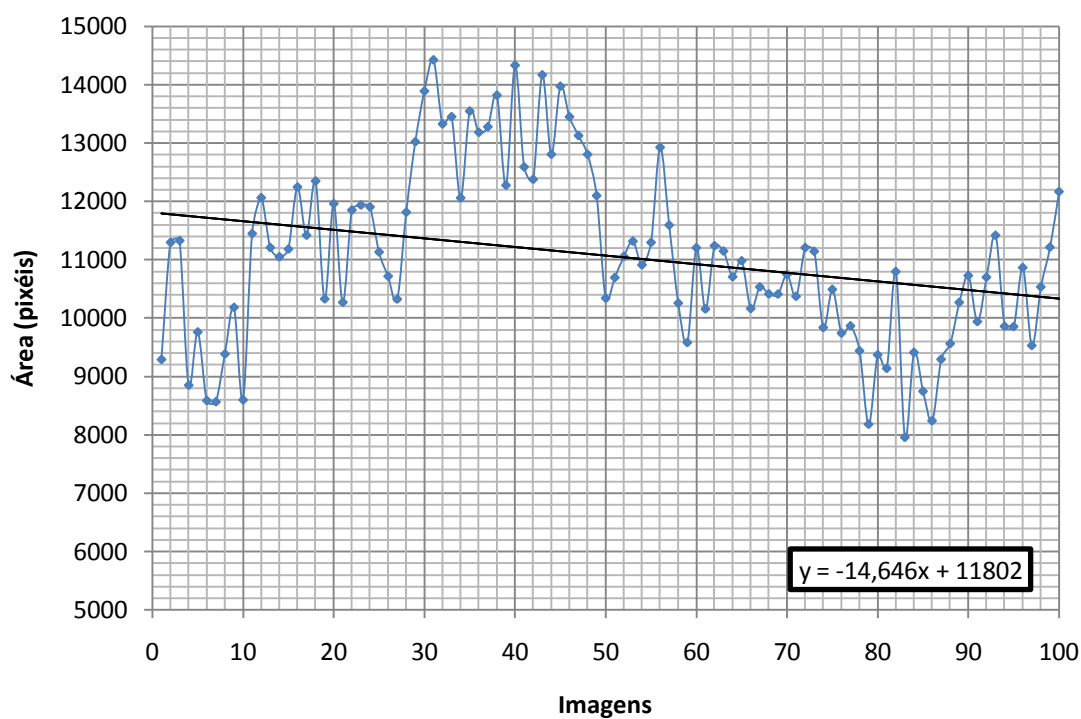
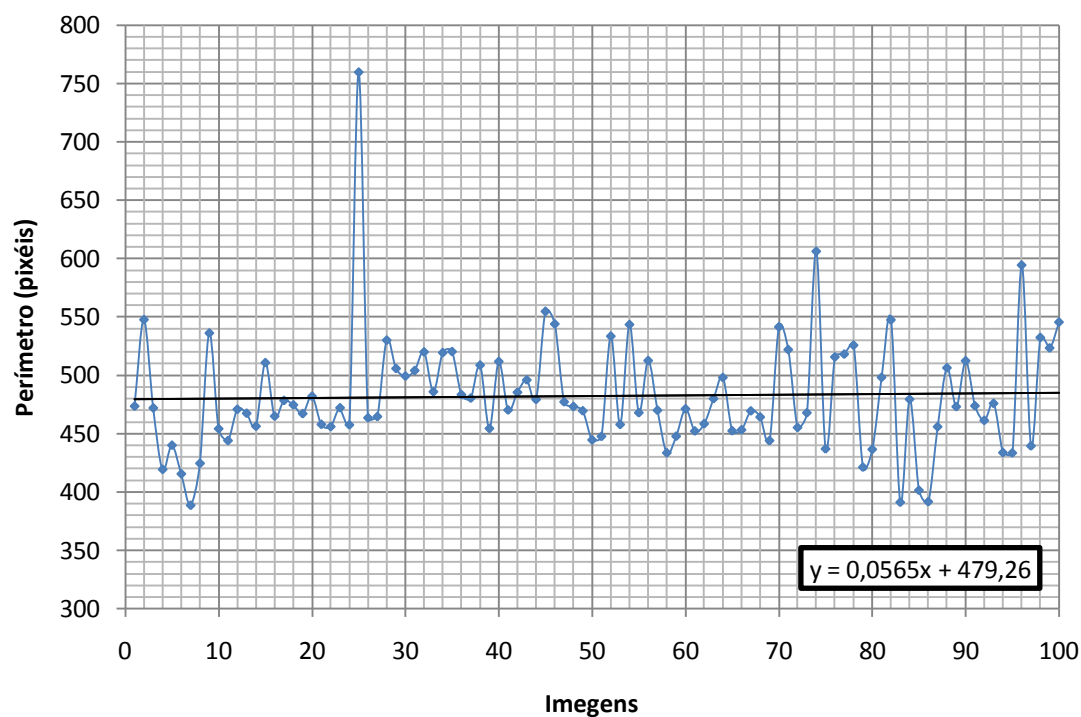


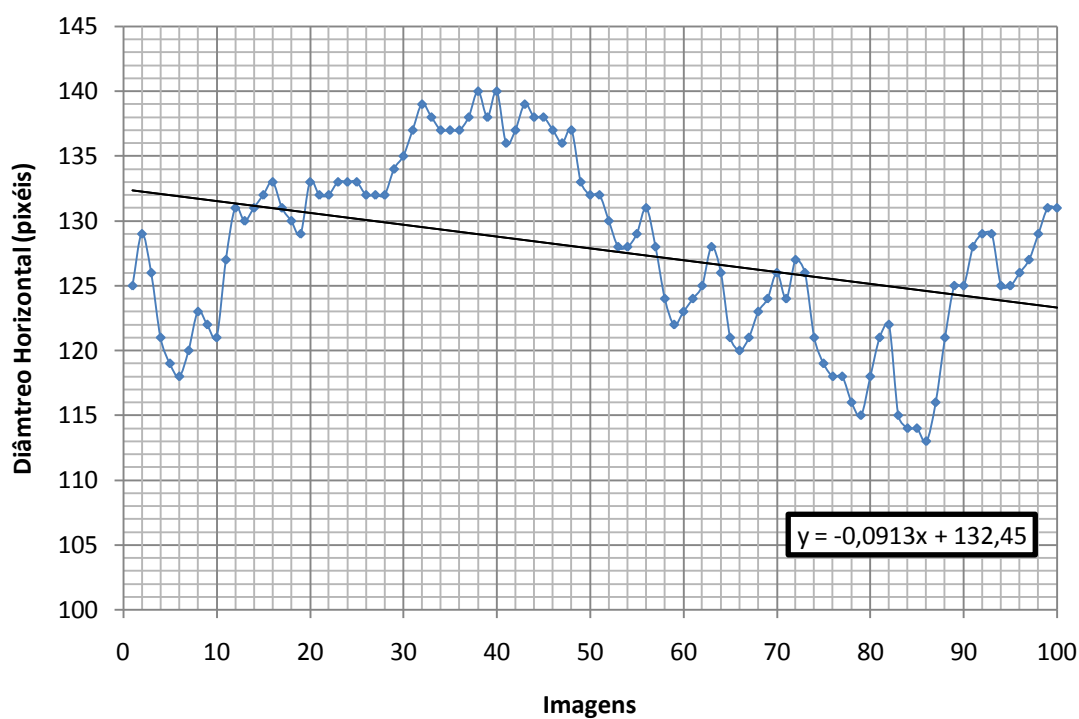
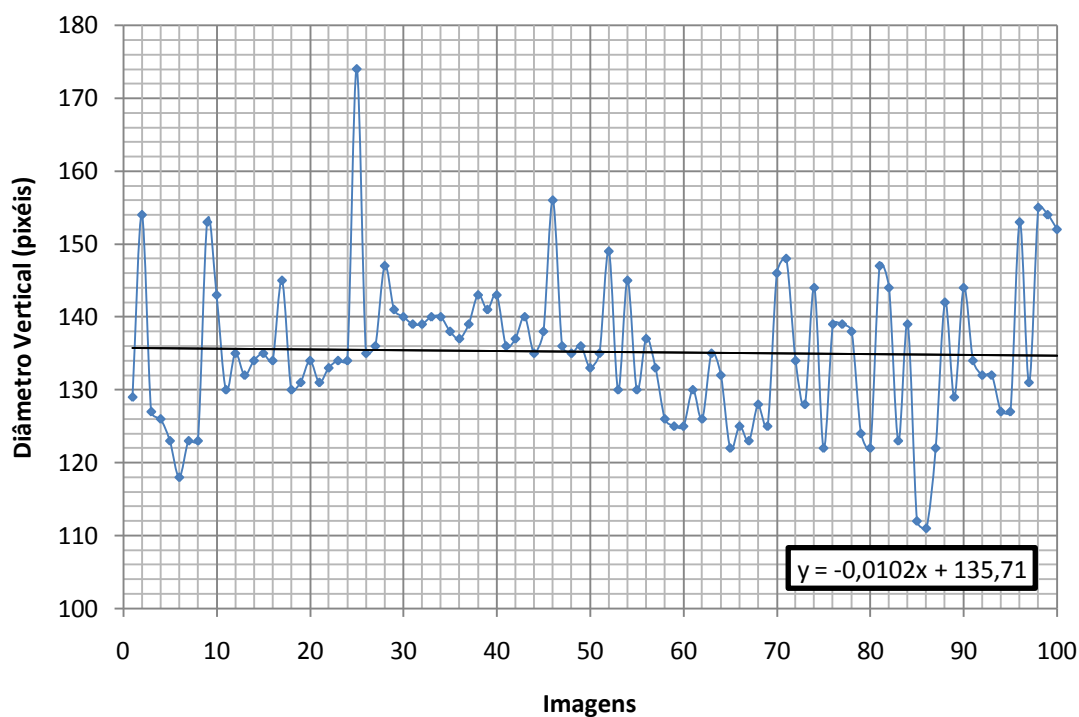
Figura 4.2 – Exemplo de uma detecção pupilar no decorrer do Teste 2.

Variação da área em cada imagem



Variação do perímetro em cada imagem



Variação do diâmetro horizontal em cada imagem**Variação do diâmetro vertical em cada imagem**

	Média	Desvio Padrão
Área	11062.8	1508.11
Perímetro	482.117	49.7918
Diâmetro Horizontal	127.84	6.93217
Diâmetro Vertical	135.2	10.0151

Tempo: 00:11:44 (*hms*)

Este teste teve como objectivo principal analisar o fenómeno de acomodação da pupila a um foco de luz. Analisando os gráficos e comparando com os resultados do sujeito anterior, podemos observar a tendência decrescente dos valores. Isto é prova de que a pupila teve tendência para contrair ao longo do estudo.

Consideramos mais fidedignos os gráficos da variação da área e do diâmetro horizontal, visto que nos restantes dois gráficos surgiram alguns *outliers* que não permitem uma análise com mais certeza. Nota-se, nos dois gráficos mais correctos, que houve variação da intensidade luminosa e, consequentemente, uma tendência de evolução da pupila na forma de uma sinusóide.

4.3 Teste 3

O terceiro teste foi realizado numa sala às escuras, com um holofote de luz intensa, única fonte de luz presente. O sujeito foi posicionado em frente do sistema de aquisição de imagem e iluminado constantemente com o holofote, sem que houvesse variação da intensidade de luz do mesmo. No entanto, existem sempre variáveis que não foi possível controlar, tal como as luzes dos corredores ou das outras salas do laboratório.

Cor dos olhos: castanho.

Olho: esquerdo.

Nº de imagens: 100.

Threshold: 3.

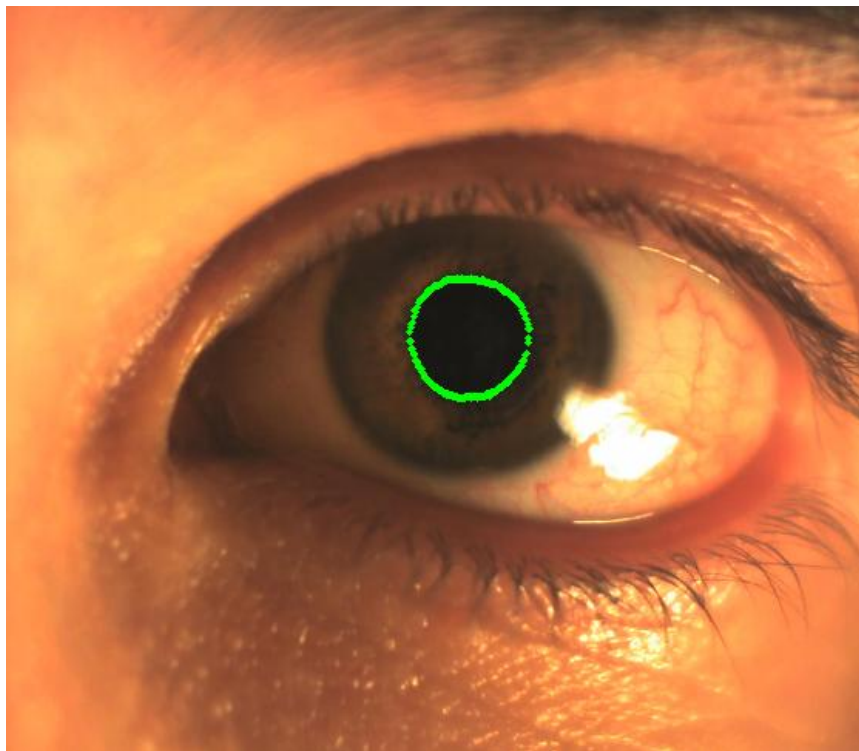
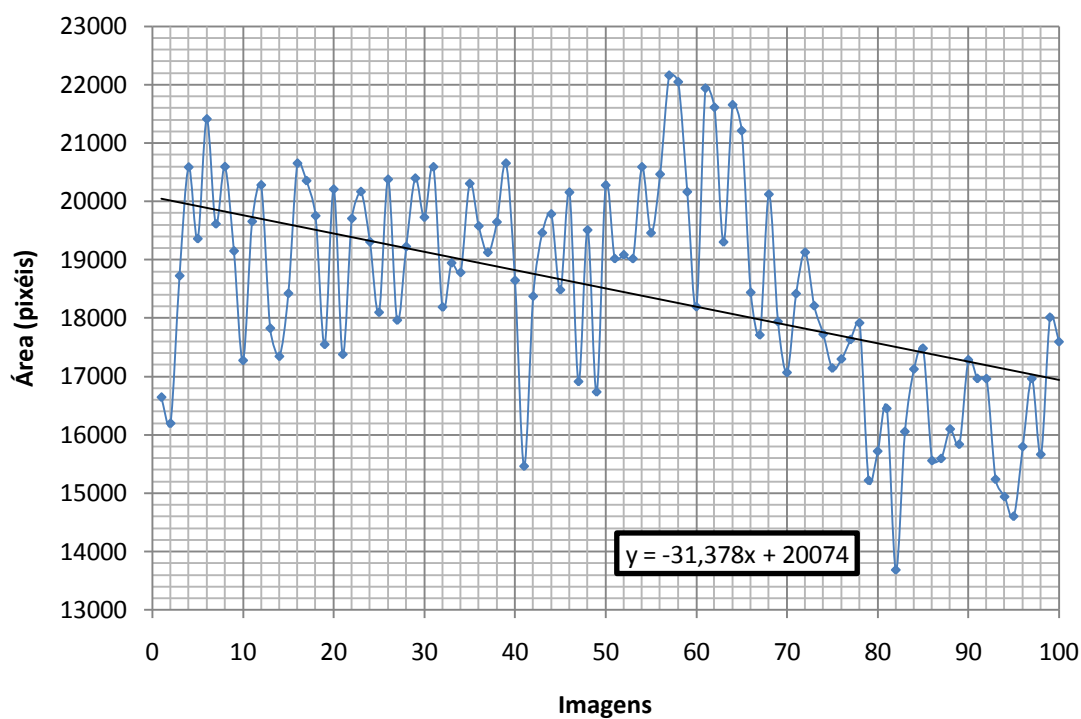
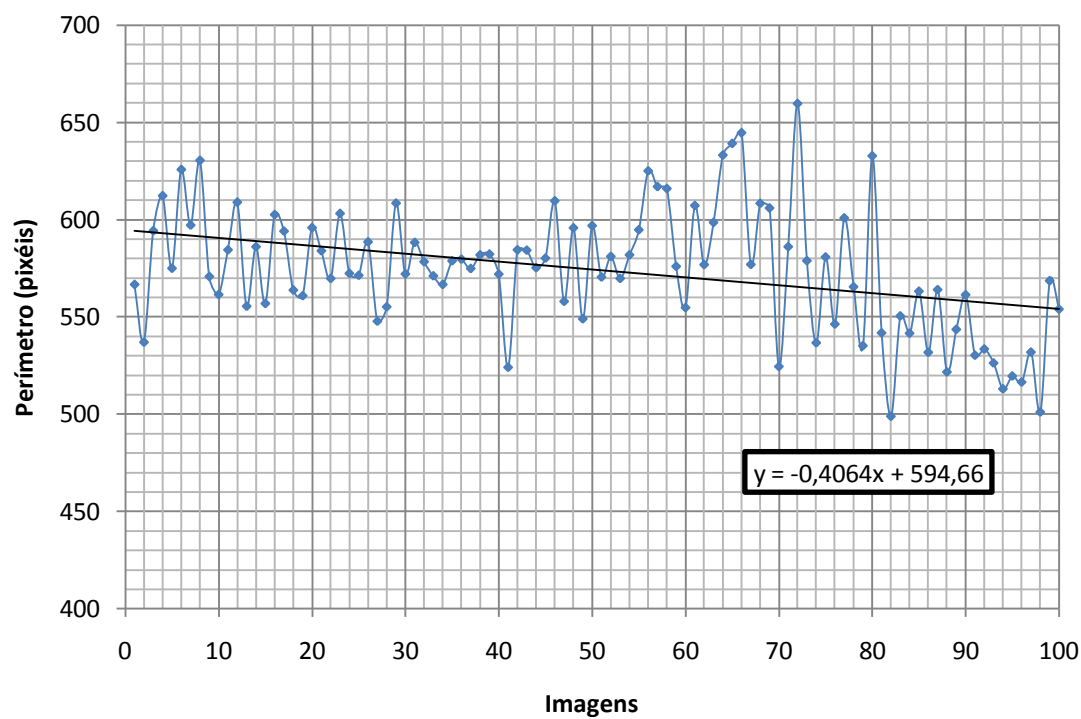


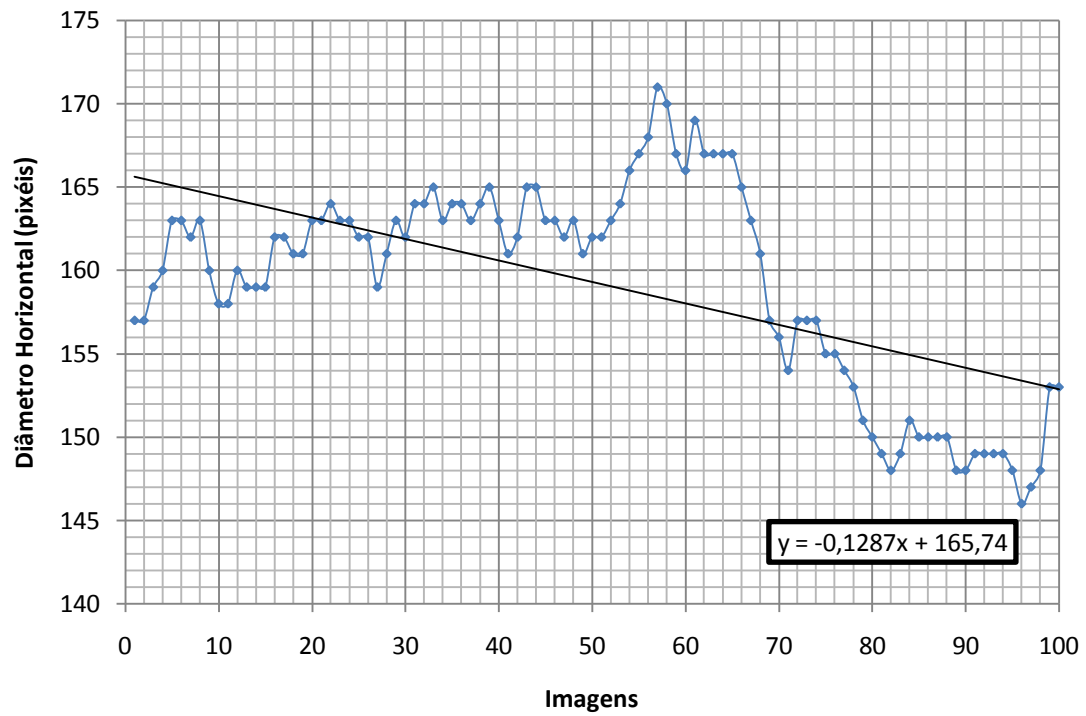
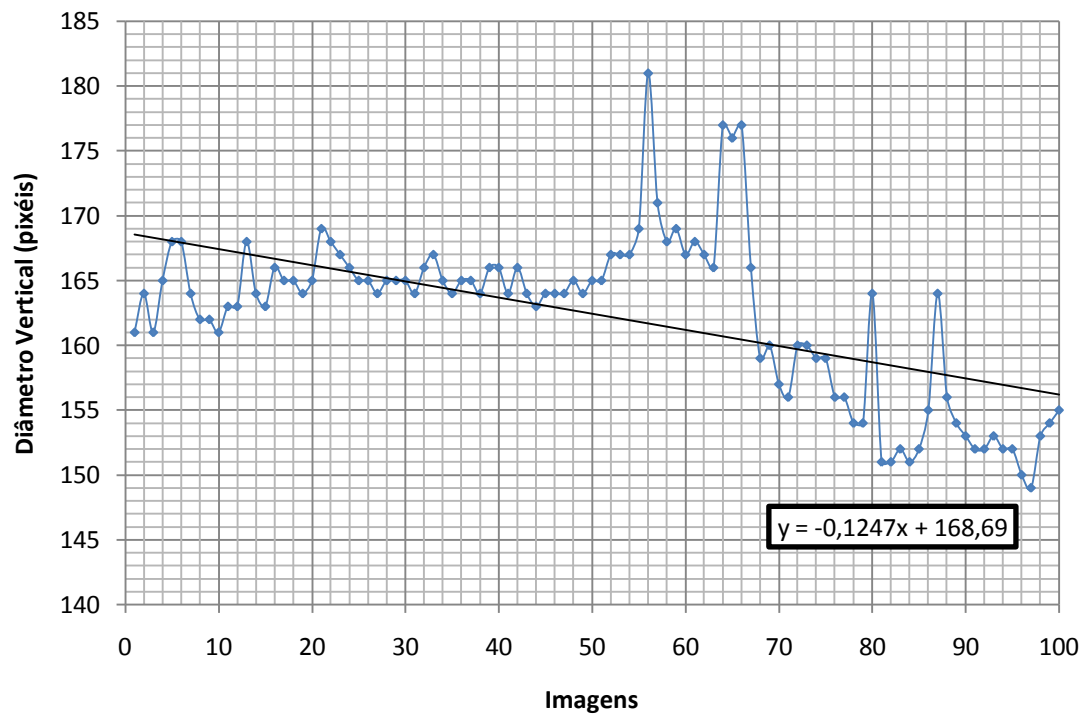
Figura 4.3 – Exemplo de uma detecção pupilar no decorrer do Teste 3.

Variação da área em cada imagem



Variação do perímetro em cada imagem



Variação do diâmetro horizontal em cada imagem**Variação do diâmetro vertical em cada imagem**

	Média	Desvio Padrão
Área	18489.4	1861.11
Perímetro	574.141	32.2482
Diâmetro Horizontal	159.24	6.29754
Diâmetro Vertical	162.39	6.37688

Tempo: 00:11:29 (*hms*).

Este teste teve como objectivo principal analisar o fenómeno de acomodação da pupila a um foco de luz. Analisando os gráficos e comparando com os resultados dos sujeitos anteriores, podemos observar a tendência decrescente dos valores. Isto é prova de que a pupila teve tendência para contrair ao longo do estudo. As pequenas variações de amplitude das curvas são as acções dos sistemas nervosos simpático e parassimpático.

No caso concreto deste sujeito, é notório que a área da sua pupila variou e, portanto, houve variação da intensidade luminosa ao longo do estudo. Esta manifestação é mais notória nos gráficos dos diâmetros horizontal e vertical.

4.4 Teste 4

O quarto teste foi realizado numa sala às escuras, com um holofote de luz intensa, única fonte de luz presente. O sujeito foi posicionado em frente do sistema de aquisição de imagem e iluminado constantemente com o holofote, sem que houvesse variação da intensidade de luz do mesmo. No entanto, existem sempre variáveis que não foi possível controlar, tal como as luzes dos corredores ou das outras salas do laboratório.

Cor dos olhos: castanho.

Olho: esquerdo.

Nº de imagens: 100.

Threshold: 4.

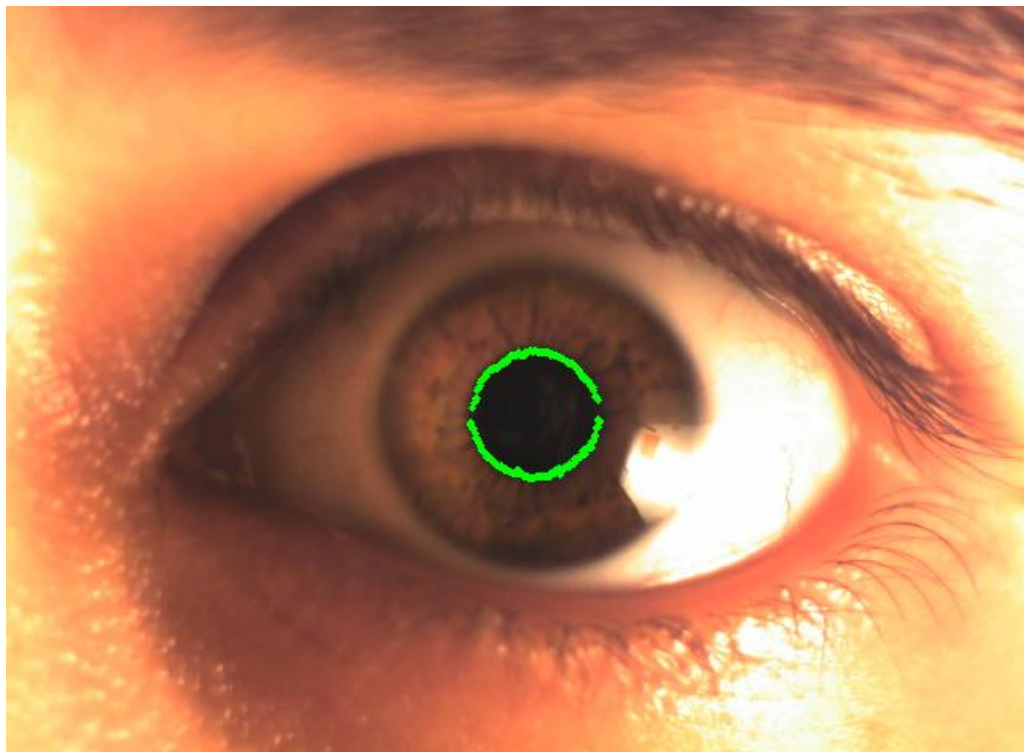
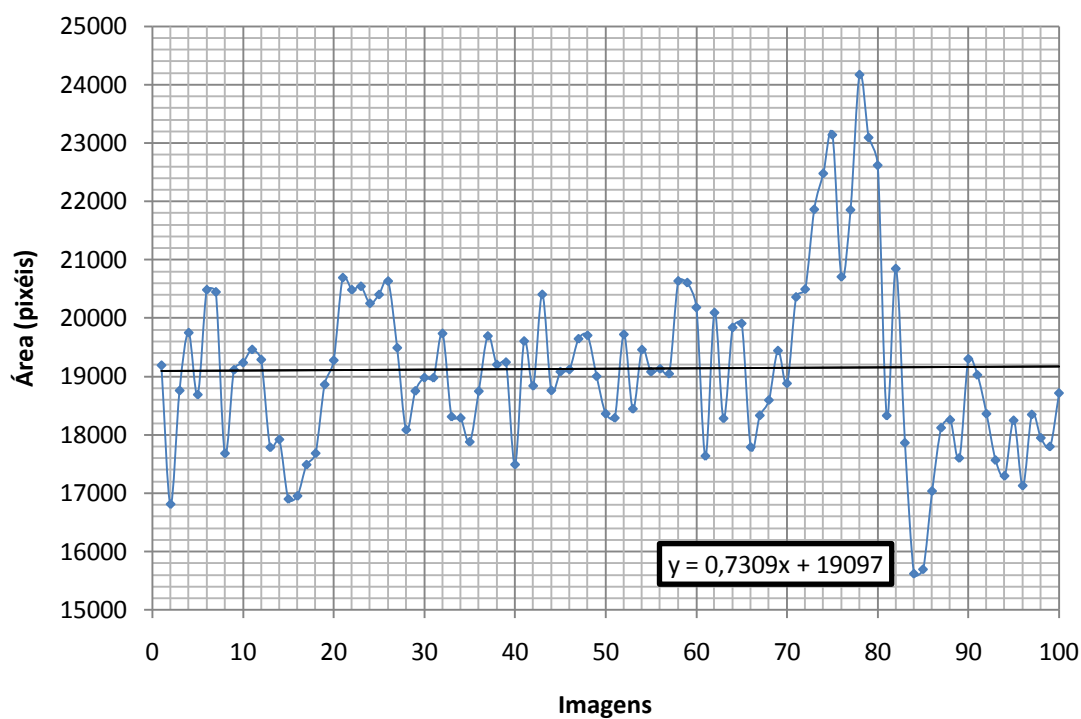
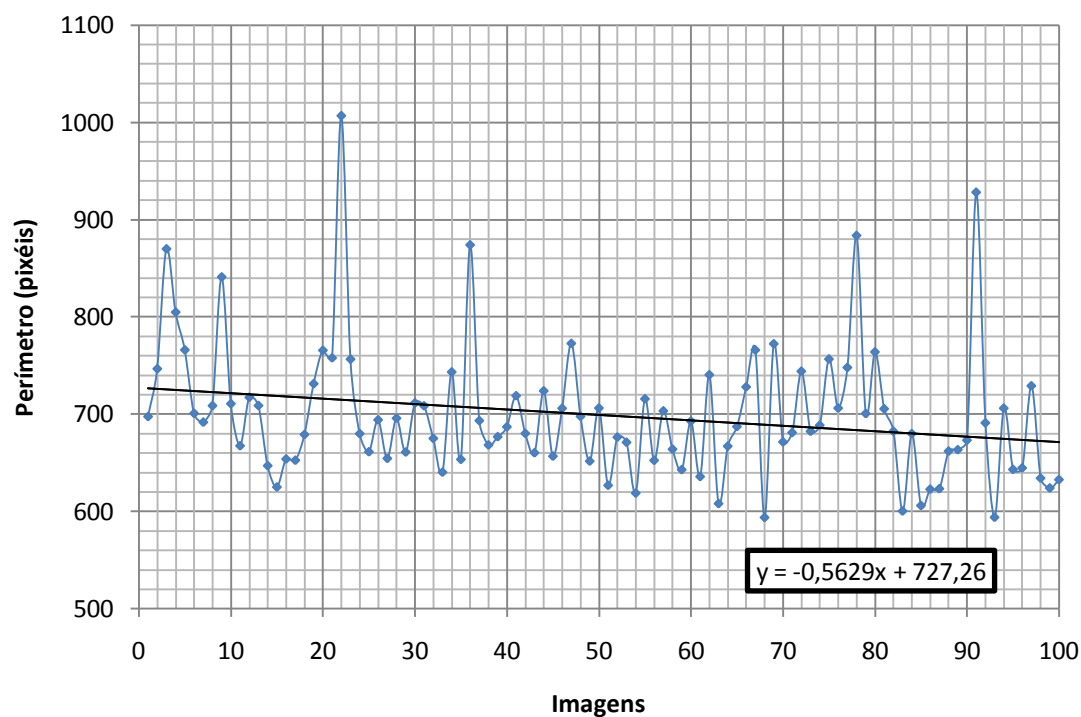


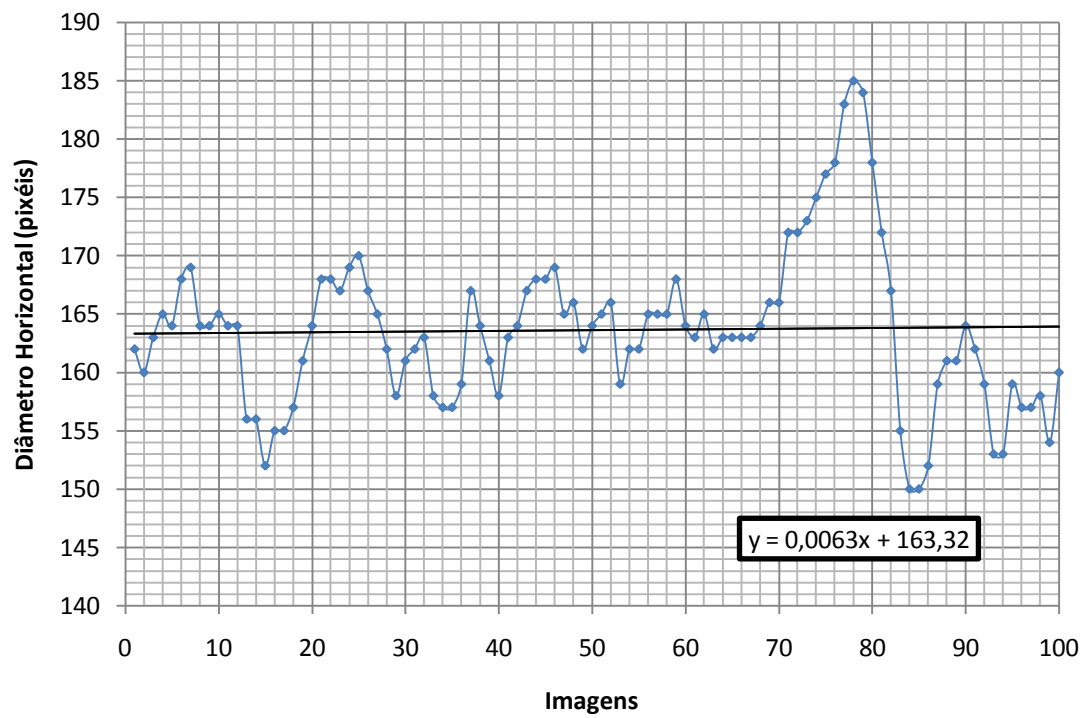
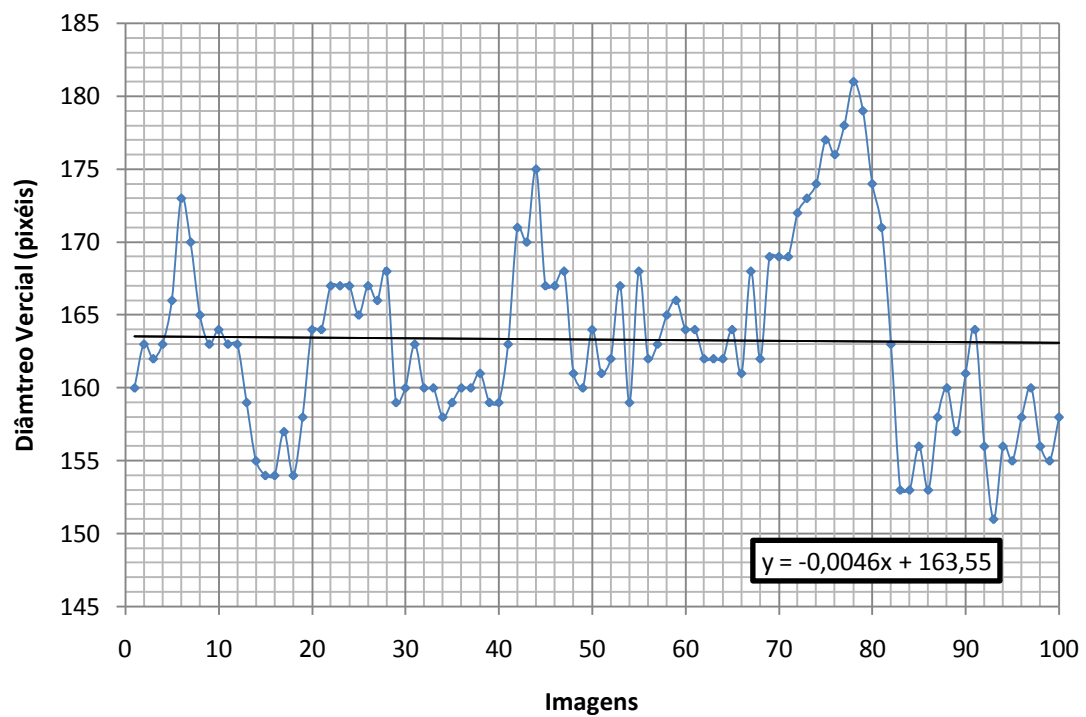
Figura 4.4 – Exemplo de uma detecção pupilar no decorrer do Teste 4.

Variação da área em cada imagem



Variação do perímetro em cada imagem



Variação do diâmetro horizontal em cada imagem**Variação do diâmetro vertical em cada imagem**

	Média	Desvio Padrão
Área	19133.6	1497.48
Perímetro	698.835	68.9999
Diâmetro Horizontal	163.64	6.7007
Diâmetro Vertical	163.32	6.27305

Tempo: 00:07:25 (*hms*).

Este teste, à semelhança dos restantes, teve como objectivo principal analisar o fenómeno de acomodação da pupila a um foco de luz. Analisando os gráficos e comparando com os resultados dos sujeitos anteriores, podemos observar a tendência quase constante dos parâmetros da pupila. A pupila variou bastante ao longo do teste e é notório o comportamento sinusoidal das curvas. As oscilações do sistema nervoso também são identificáveis.

No caso concreto deste sujeito, existem alguns pontos que consideramos *outliers*, visto não serem comportamentos semelhantes aos do sistema nervoso. O perímetro não se comportou de igual forma em comparação com os restantes parâmetros, visto que é o parâmetro que mais sofre quando existem valores discrepantes.

4.5 Teste 5

O quinto teste foi realizado numa sala às escuras, com um holofote de luz intensa, única fonte de luz presente. O sujeito foi posicionado em frente do sistema de aquisição de imagem e iluminado constantemente com o holofote, sem que houvesse variação da intensidade de luz do mesmo. No entanto, existem sempre variáveis que não foi possível controlar, tal como as luzes dos corredores ou das outras salas do laboratório.

Cor dos olhos: castanho.

Olho: esquerdo.

Nº de imagens: 100.

Threshold: 4.

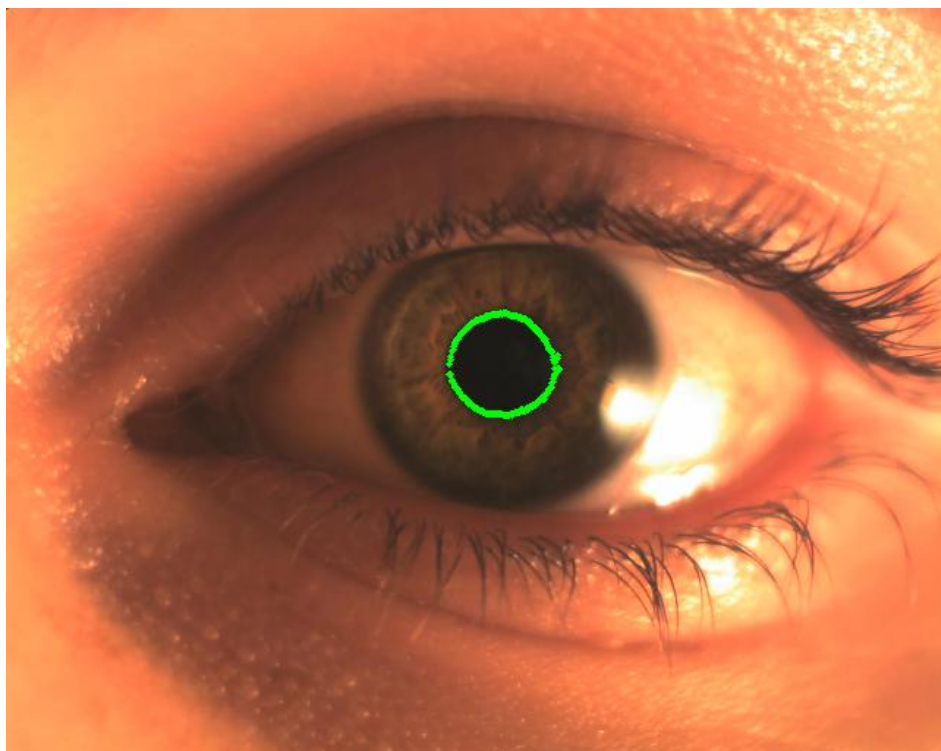
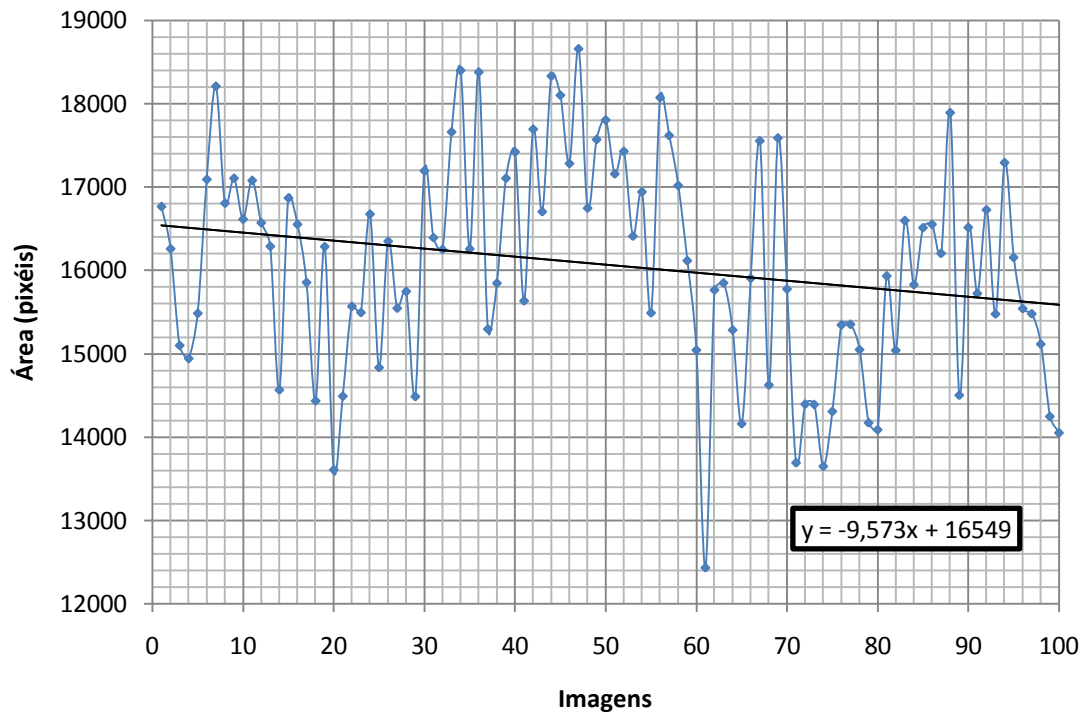
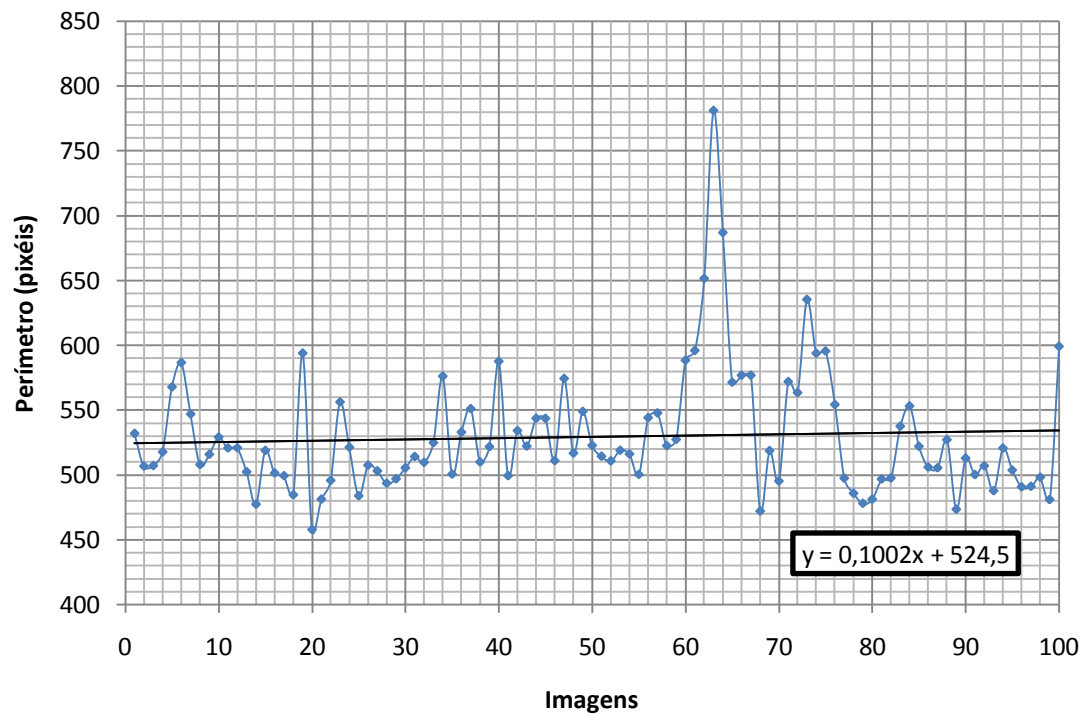


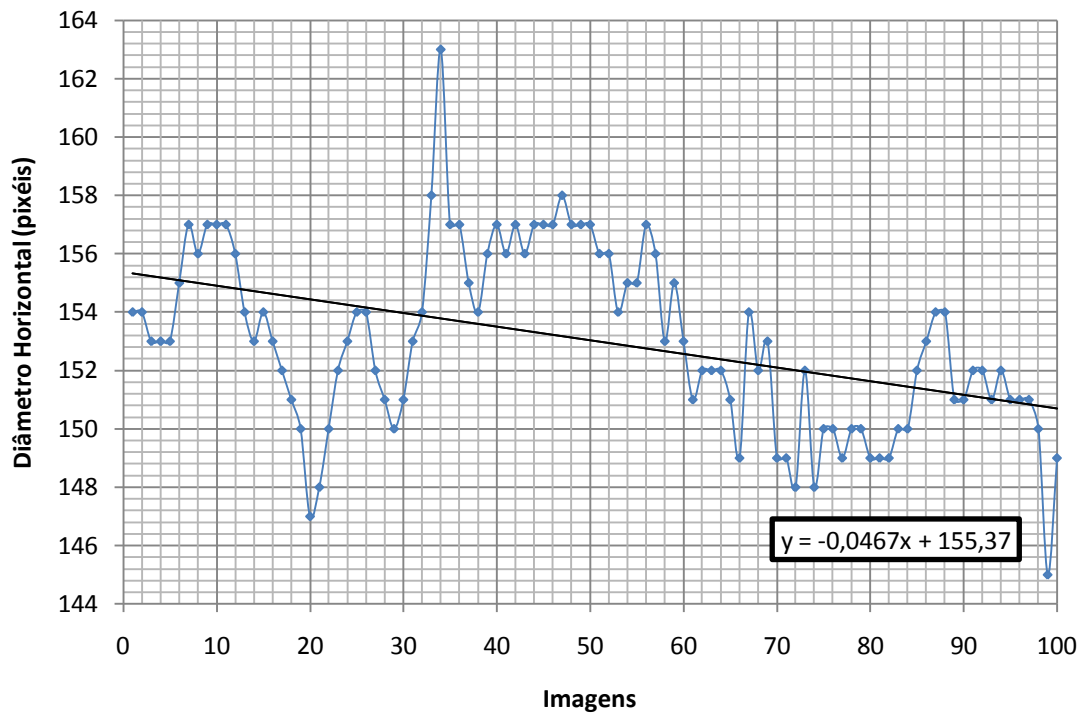
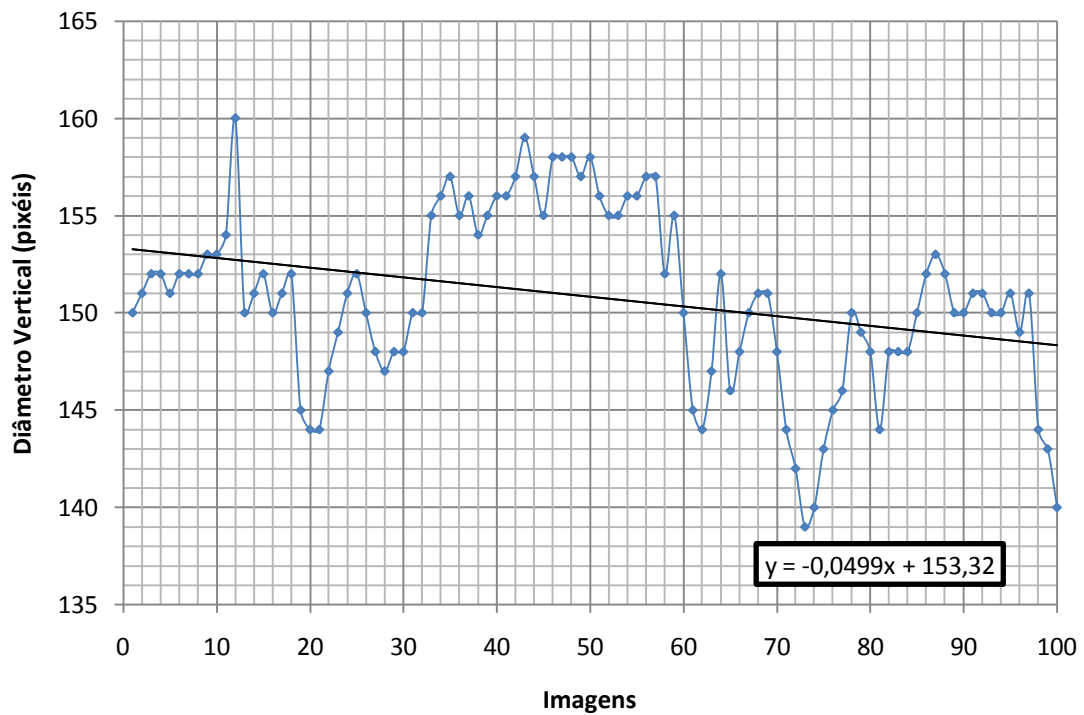
Figura 4.5 – Exemplo de uma detecção pupilar no decorrer do Teste 5.

Variação da área em cada imagem



Variação do perímetro em cada imagem



Variação do diâmetro horizontal em cada imagem**Variação do diâmetro vertical em cada imagem**

	Média	Desvio Padrão
Área	16065.2	1281.32
Perímetro	529.56	47.5528
Diâmetro Horizontal	153.01	3.08628
Diâmetro Vertical	150.8	4.58808

Tempo: 00:09:24 (hms).

Este teste, à semelhança dos restantes, teve como objectivo principal analisar o fenómeno de acomodação da pupila a um foco de luz. Analisando os gráficos e comparando com os resultados dos sujeitos anteriores, podemos observar a tendência decrescente dos parâmetros da pupila. A pupila variou bastante ao longo do teste e é notório o comportamento sinusoidal das curvas. As oscilações do sistema nervoso também são identificáveis.

No caso concreto deste sujeito, existem alguns pontos que consideramos *outliers*, principalmente no gráfico da área da pupila. Existe também um pico elevado no gráfico do perímetro, que deve também ser um valor discrepante. Em relação às restantes medições, os resultados mostram uma variação normal dos parâmetros da pupila.

4.6 Teste 6

O sexto teste foi realizado numa sala às escuras, com um holofote de luz intensa, única fonte de luz presente. O sujeito foi posicionado em frente do sistema de aquisição de imagem e iluminado constantemente com o holofote, sem que houvesse variação da intensidade de luz do mesmo. No entanto, existem sempre variáveis que não foi possível controlar, tal como as luzes dos corredores ou das outras salas do laboratório.

Cor dos olhos: castanho.

Olho: esquerdo.

Nº de imagens: 100.

Threshold: 3.

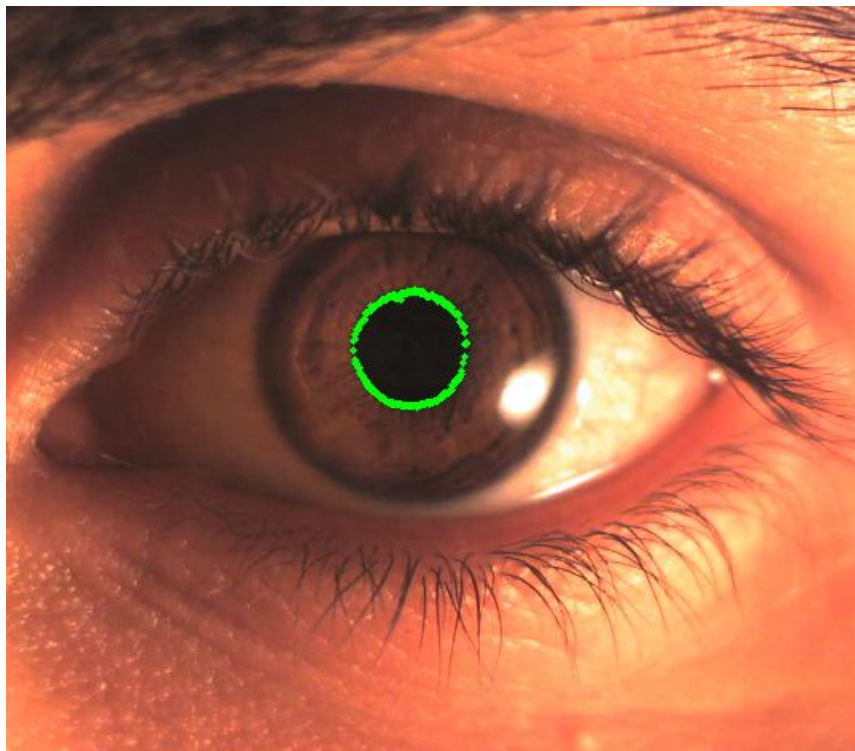
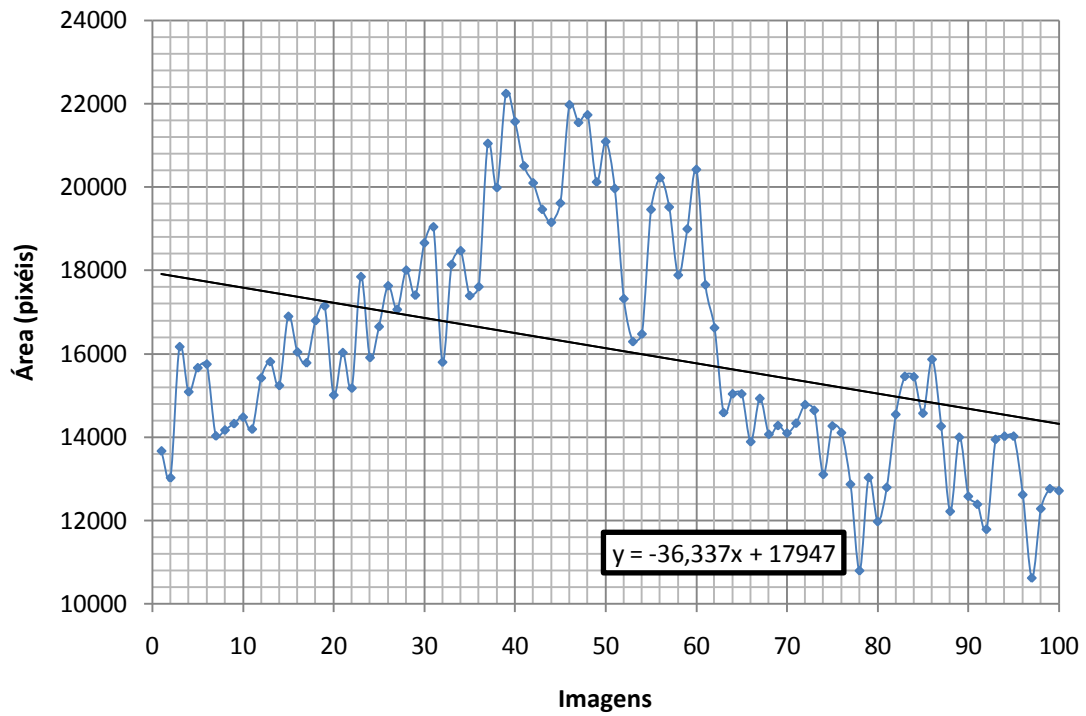
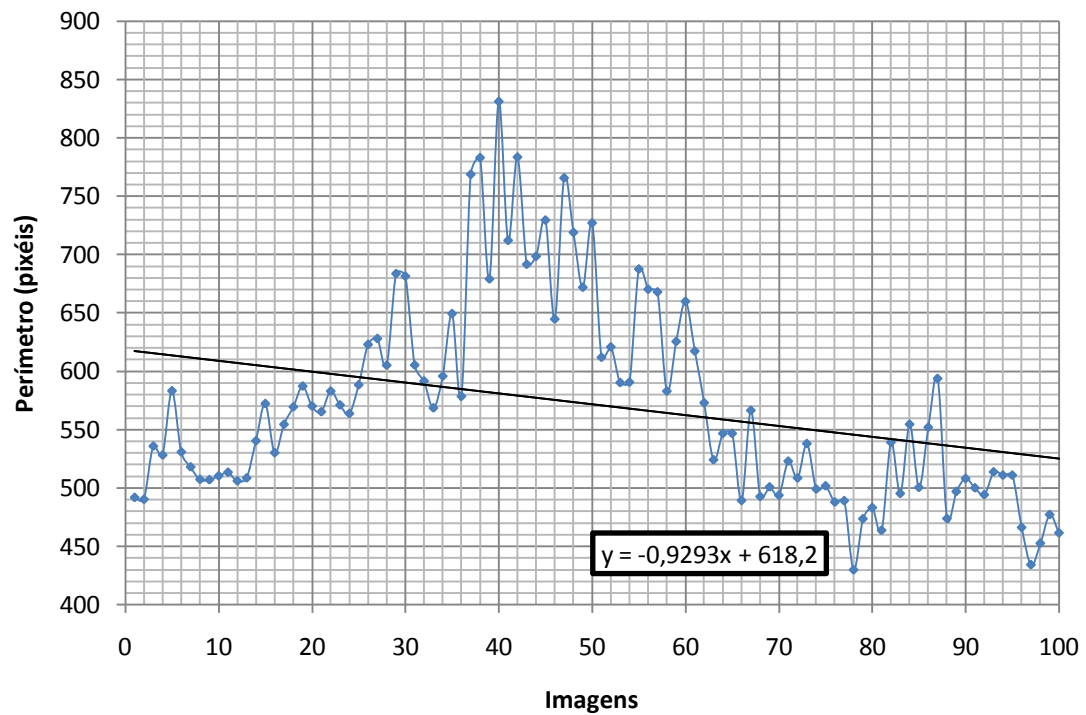


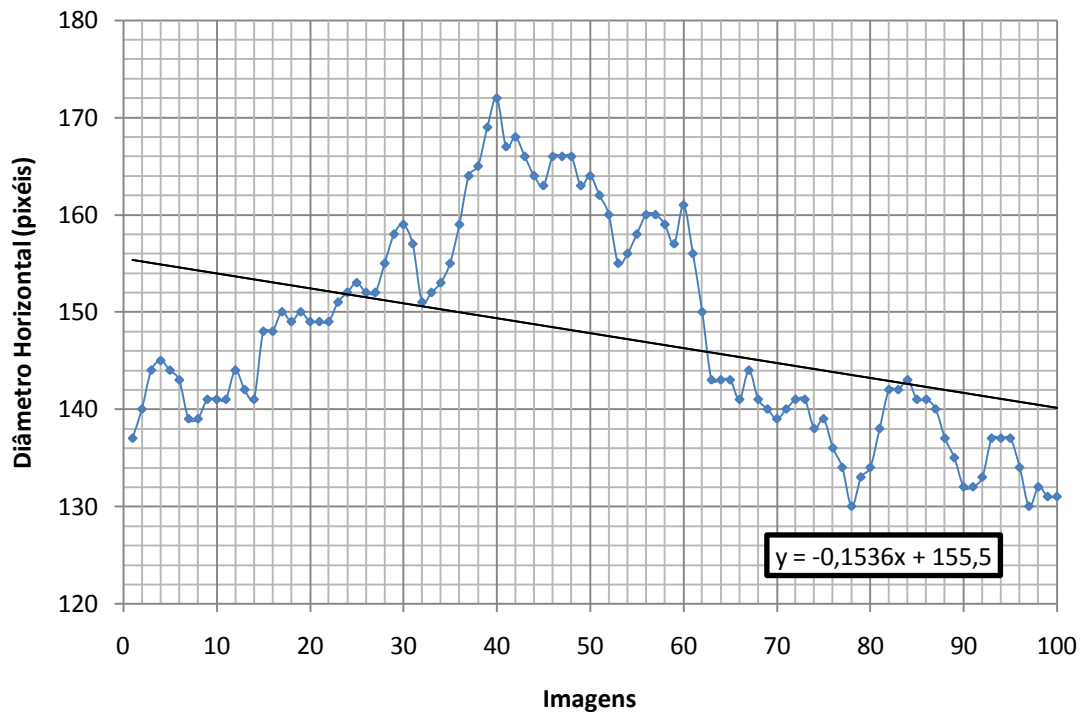
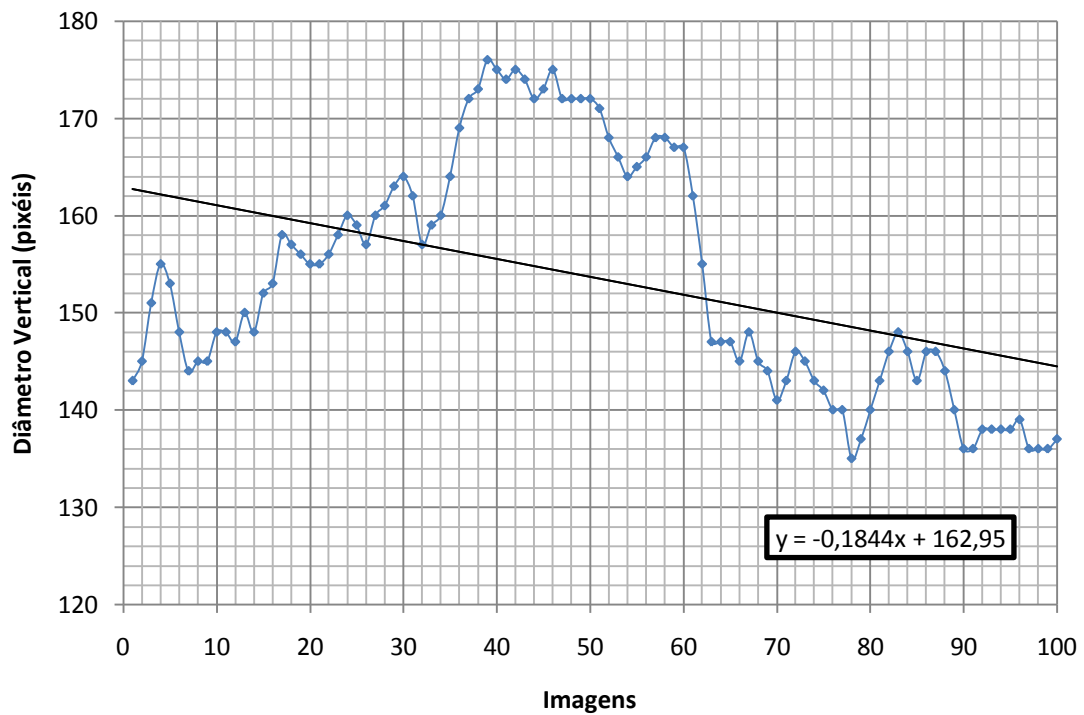
Figura 4.6 - Exemplo de uma detecção pupilar no decorrer do Teste 6.

Variação da área em cada imagem



Variação do perímetro em cada imagem



Variação do diâmetro horizontal em cada imagem**Variação do diâmetro vertical em cada imagem**

	Média	Desvio Padrão
Área	16112.1	2789.19
Perímetro	571.281	86.9716
Diâmetro Horizontal	147.74	11.0304
Diâmetro Vertical	153.64	12.2907

Tempo: 00:09:33 (*hms*).

Este teste, à semelhança dos restantes, teve como objectivo principal analisar o fenómeno de acomodação da pupila a um foco de luz. Analisando os gráficos e comparando com os resultados dos sujeitos anteriores, podemos observar a tendência decrescente dos parâmetros da pupila. A pupila variou bastante ao longo do teste e é notório o comportamento sinusoidal das curvas. As oscilações do sistema nervoso também são observadas.

Especificamente neste caso, consideramos que se trata de uma das melhores, medições visto que, grosso modo, o algoritmo convergiu correctamente e sem valores discrepantes. Houve claramente variação da intensidade luminosa, que foi medida com sucesso.

4.7 Teste 7

O sétimo teste foi realizado numa sala às escuras, com um holofote de luz intensa, única fonte de luz presente. O sujeito foi posicionado em frente do sistema de aquisição de imagem e iluminado constantemente com o holofote, sem que houvesse variação da intensidade de luz do mesmo. No entanto, existem sempre variáveis que não foi possível controlar, tal como as luzes dos corredores ou das outras salas do laboratório. É importante salientar que este teste foi feito a um sujeito que usa lentes de contacto. Tal procedimento foi propositado, com o intuito de ver o seu efeito na detecção de contorno pupilar.

Cor dos olhos: castanho.

Olho: esquerdo.

Nº de imagens: 100.

Threshold: 2,3.

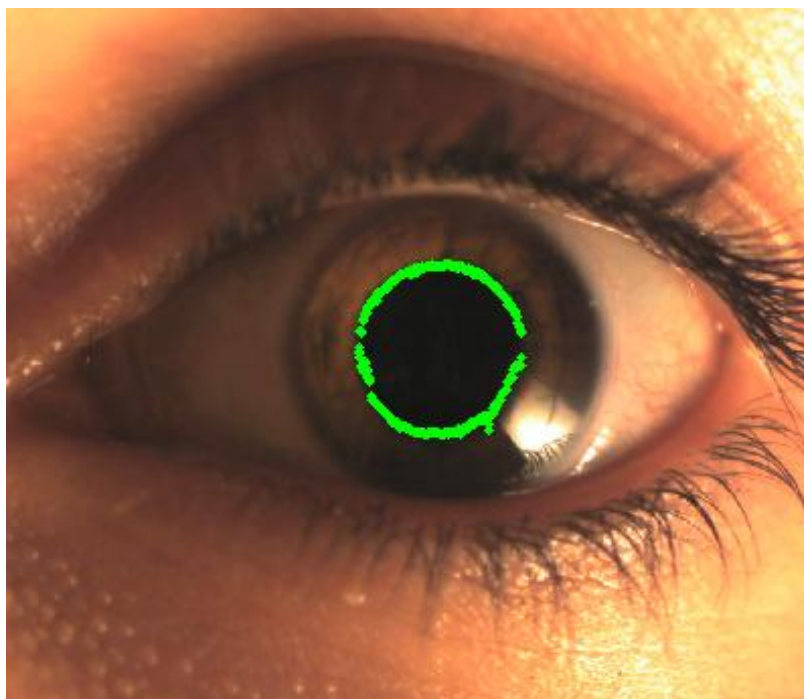
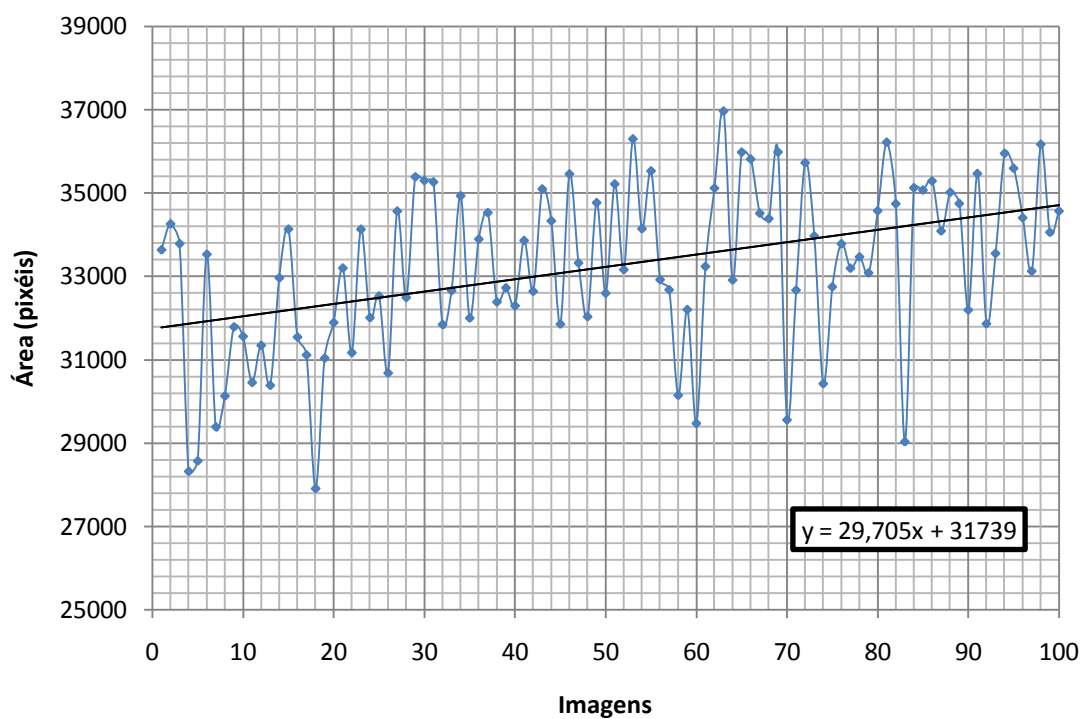
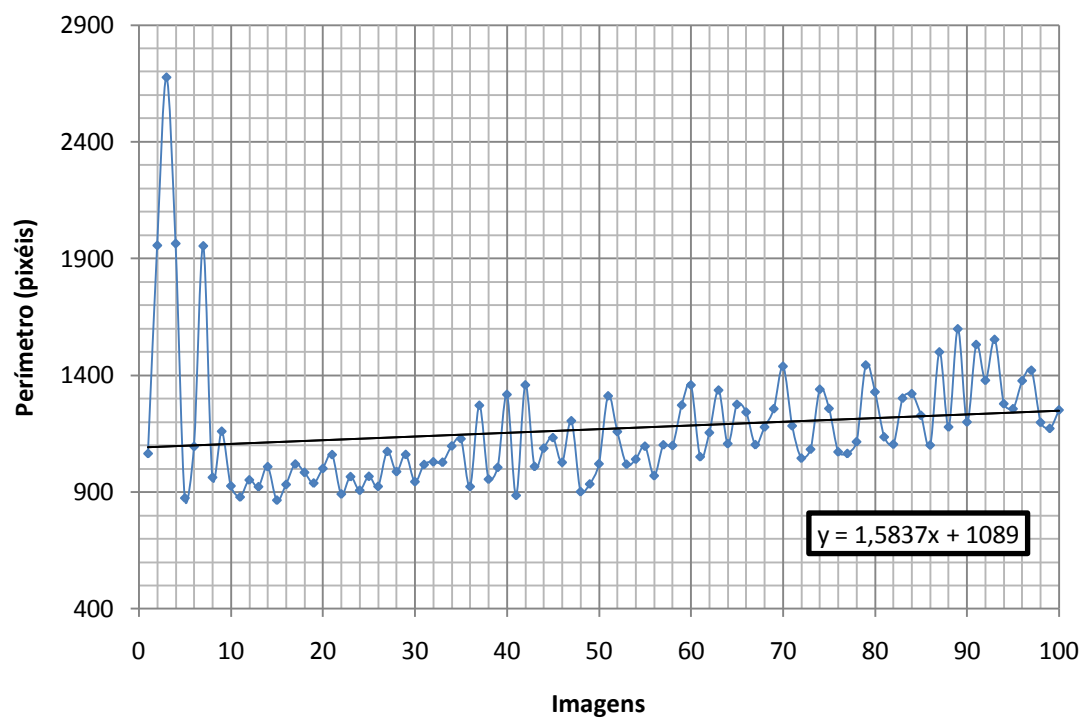


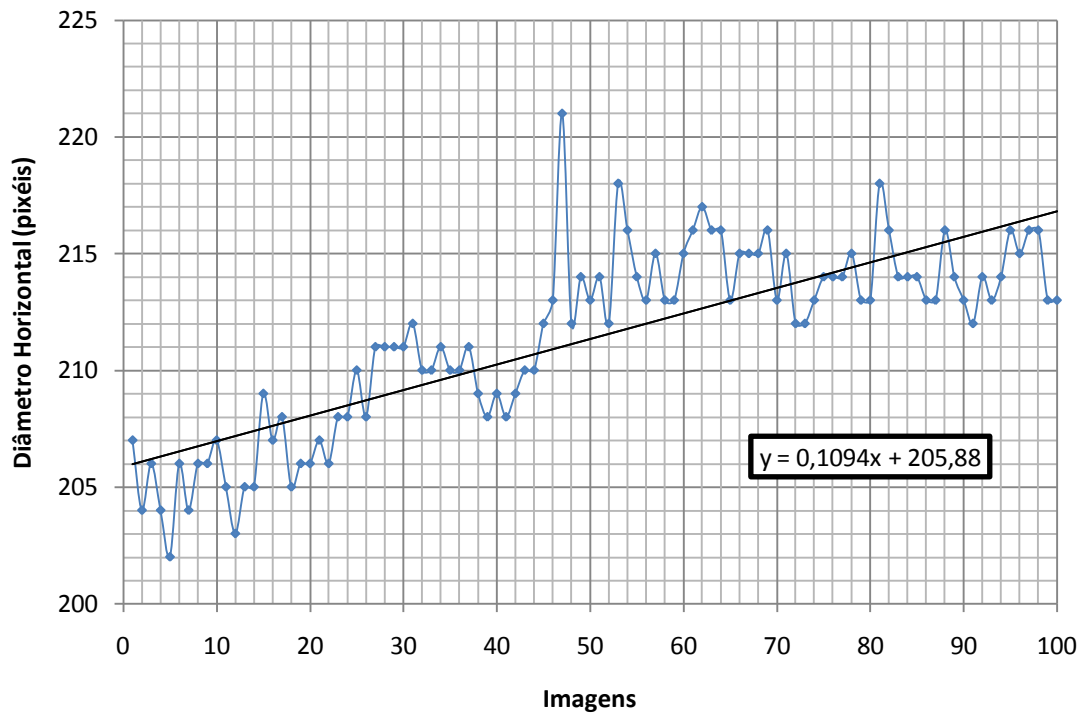
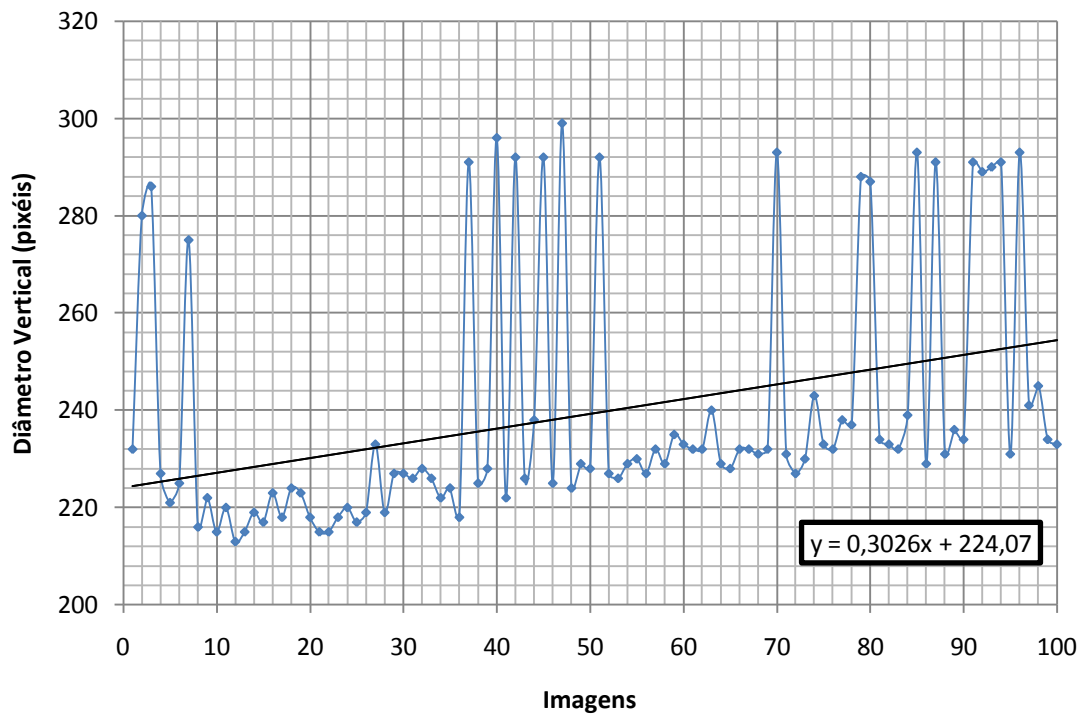
Figura 4.7 – Exemplo de uma detecção pupilar no decorrer do Teste 7.

Variação da área em cada imagem



Variação do perímetro em cada imagem



Variação do diâmetro horizontal em cada imagem**Variação do diâmetro vertical em cada imagem**

	Média	Desvio Padrão
Área	33239.4	1991.74
Perímetro	1168.96	267.96
Diâmetro Horizontal	211.41	3.92633
Diâmetro Vertical	239.35	25.5593

Tempo: 00:14:57 (*hms*).

Este teste, à semelhança dos restantes, teve como objectivo principal analisar o fenómeno de acomodação da pupila a um foco de luz. Analisando os gráficos e comparando com os resultados dos sujeitos anteriores, podemos observar a tendência crescente dos parâmetros da pupila. A pupila variou bastante ao longo do teste e são visíveis valores discrepantes.

Especificamente neste caso, consideramos que a presença de lentes de contacto no olho do sujeito condicionou os resultados devido às lentes potenciarem a presença de reflexo no olho; no entanto são visíveis as oscilações dos sistemas nervosos simpático e parassimpático. Este sujeito é míope e, como era espectável, apresenta uma área maior que a dos outros sujeitos.

4.8 Teste 8

O oitavo teste foi realizado numa sala às escuras, com um holofote de luz intensa, única fonte de luz presente. O sujeito foi posicionado em frente do sistema de aquisição de imagem e iluminado constantemente com o holofote, sem que houvesse variação da intensidade de luz do mesmo. No entanto, existem sempre variáveis que não foi possível controlar, tal como as luzes dos corredores ou das outras salas do laboratório.

Cor dos olhos: azul.

Olho: esquerdo.

Nº de imagens: 100.

Threshold: 3,2.

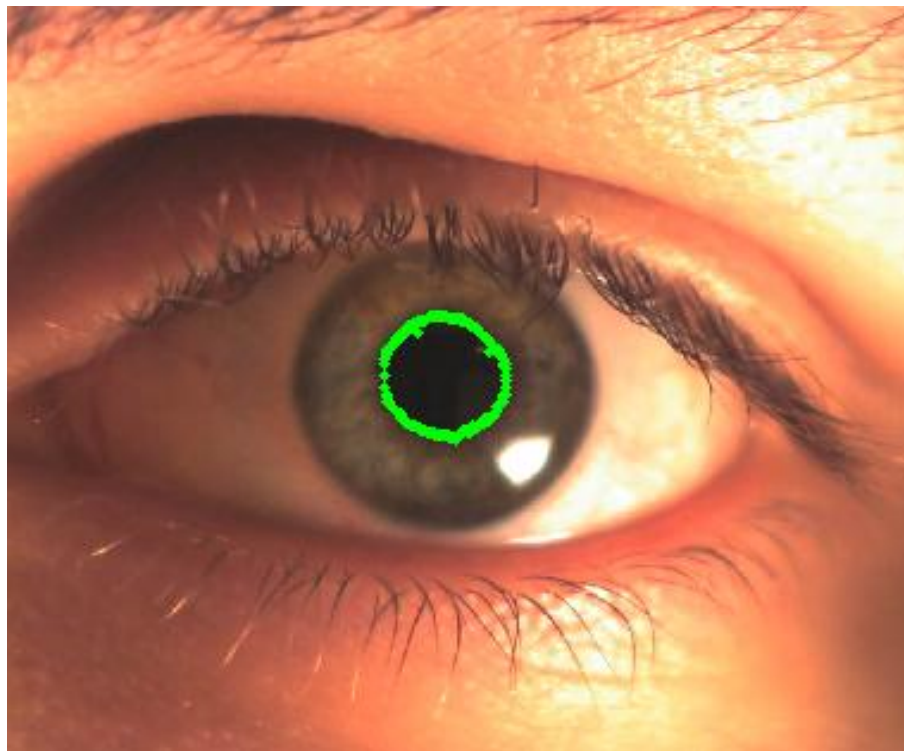
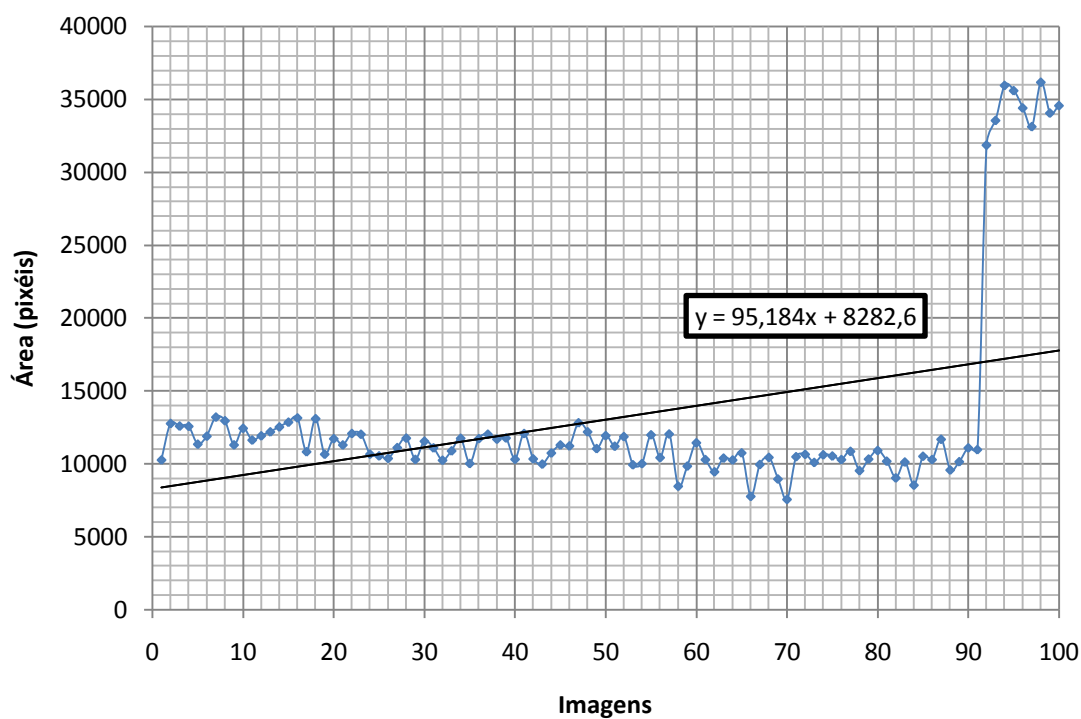
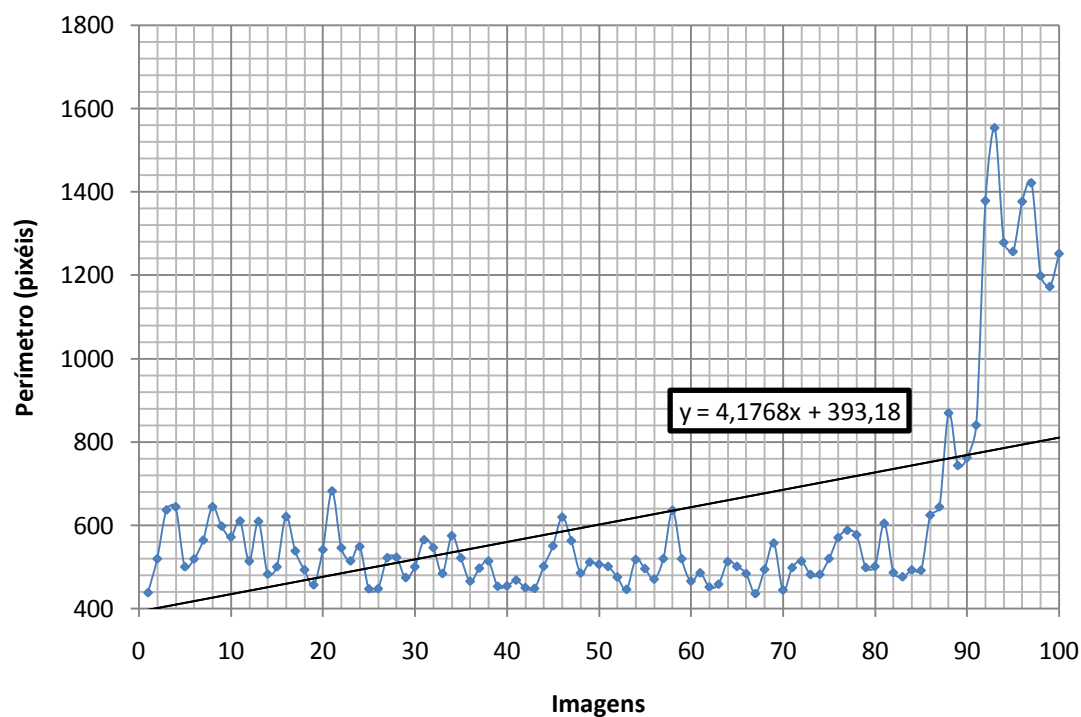


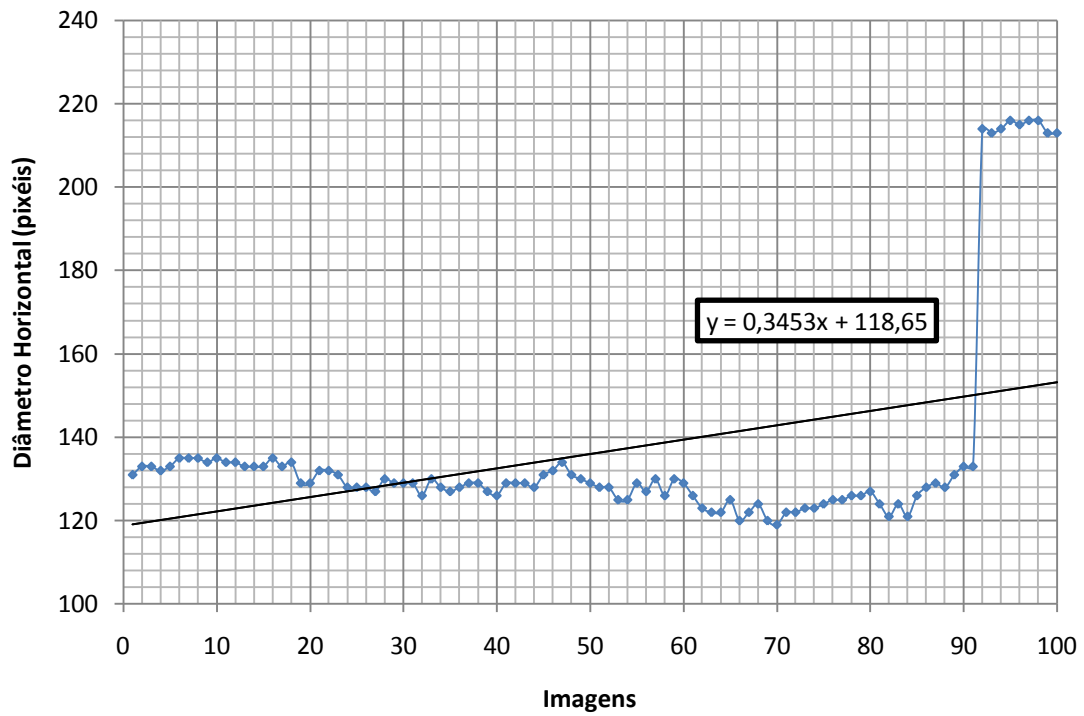
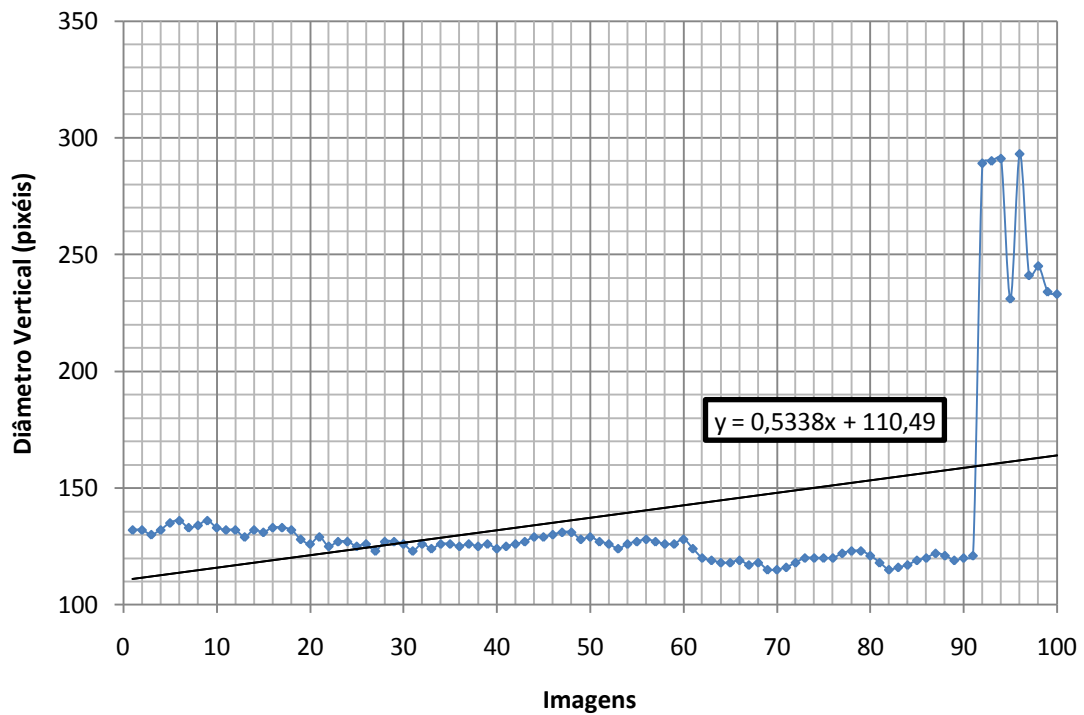
Figura 4.8 – Exemplo de uma detecção pupilar no decorrer do Teste 8.

Variação da área em cada imagem



Variação do perímetro em cada imagem



Variação do diâmetro horizontal em cada imagem**Variação do diâmetro vertical em cada imagem**

	Média	Desvio Padrão
Área	10985.1	1161.59
Perímetro	533.171	82.1101
Diâmetro Horizontal	128.341	4.06399
Diâmetro Vertical	125.253	5.34913

Tempo: 00:6:45 (hms).

Este teste, à semelhança dos restantes, teve como objectivo principal analisar o fenómeno de acomodação da pupila a um foco de luz. Analisando os gráficos e comparando com os resultados dos sujeitos anteriores, podemos observar a tendência crescente dos parâmetros da pupila.

Especificamente neste caso, torna-se interessante o facto de o sujeito, perto do fim da medição, ter deixado de olhar para a fonte de luz, e é notório o aumento da área pupilar. No entanto, esta variação é muito acentuada e o algoritmo pode não ter convergido na pupila, e sim na íris, ou seja, uma região com área maior.

4.9 Teste 9

O nono teste foi realizado numa sala às escuras, com um holofote de luz intensa, única fonte de luz presente. O sujeito foi posicionado em frente do sistema de aquisição de imagem e iluminado constantemente com o holofote, sem que houvesse variação da intensidade de luz do mesmo. No entanto, existem sempre variáveis que não foi possível controlar, tal como as luzes dos corredores ou das outras salas do laboratório. É importante salientar que este teste foi feito a um sujeito que usa lentes de contacto. Tal procedimento foi propositado, com o intuito de ver o seu efeito na detecção de contorno pupilar.

Cor dos olhos: castanho.

Olho: esquerdo.

Nº de imagens: 100.

Threshold: 2,3.

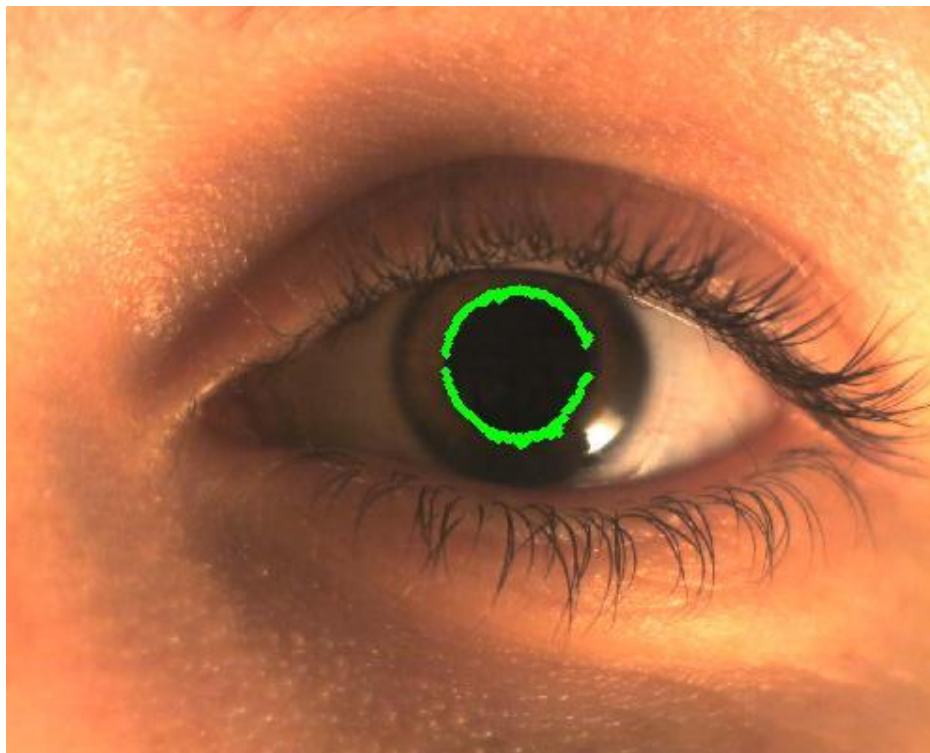
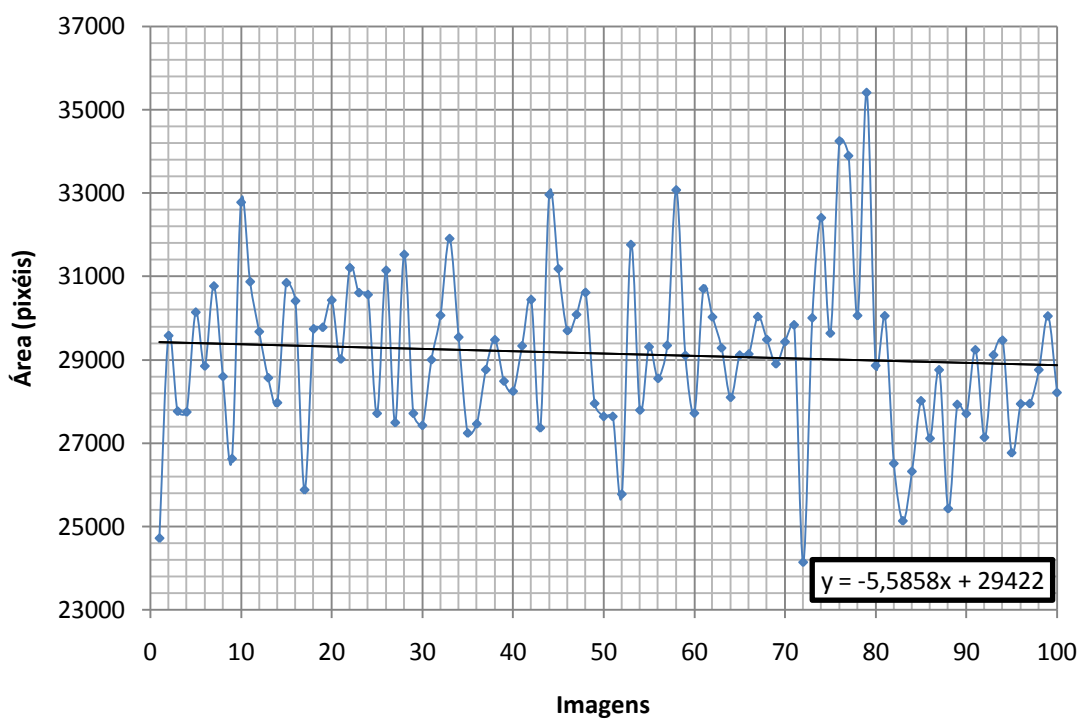
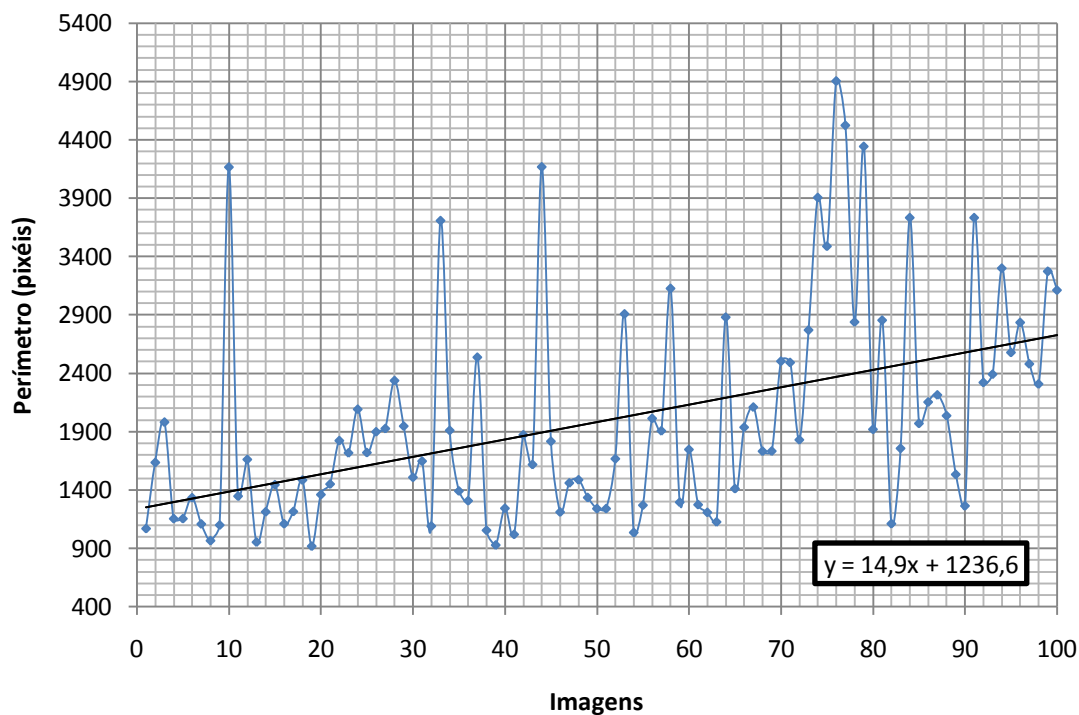


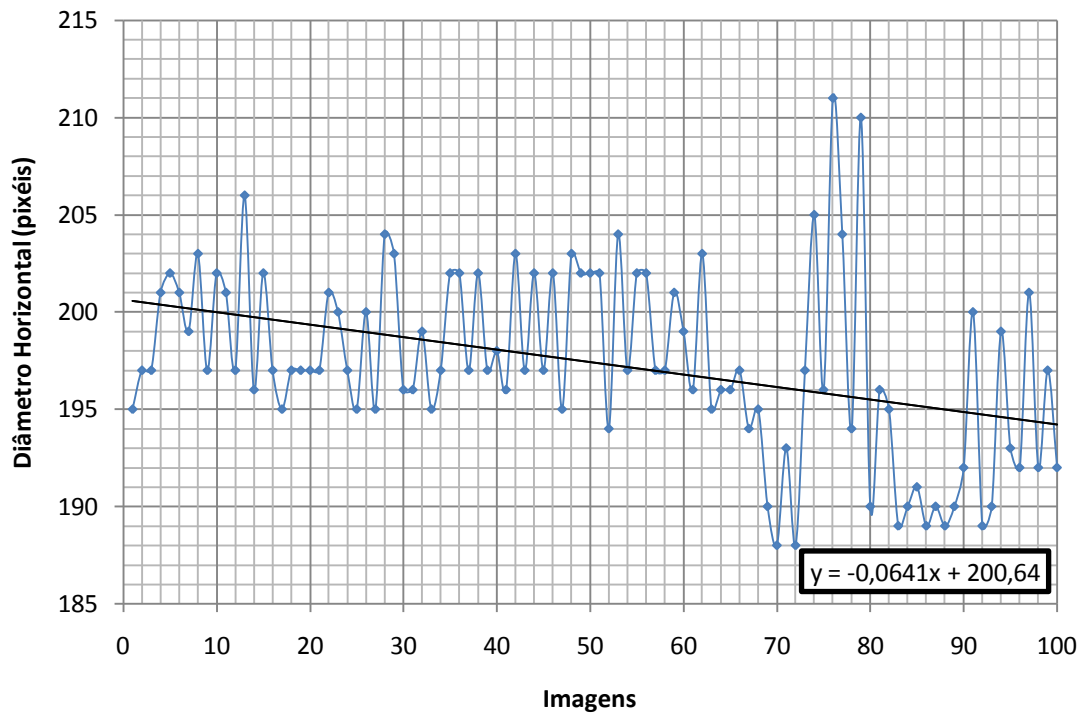
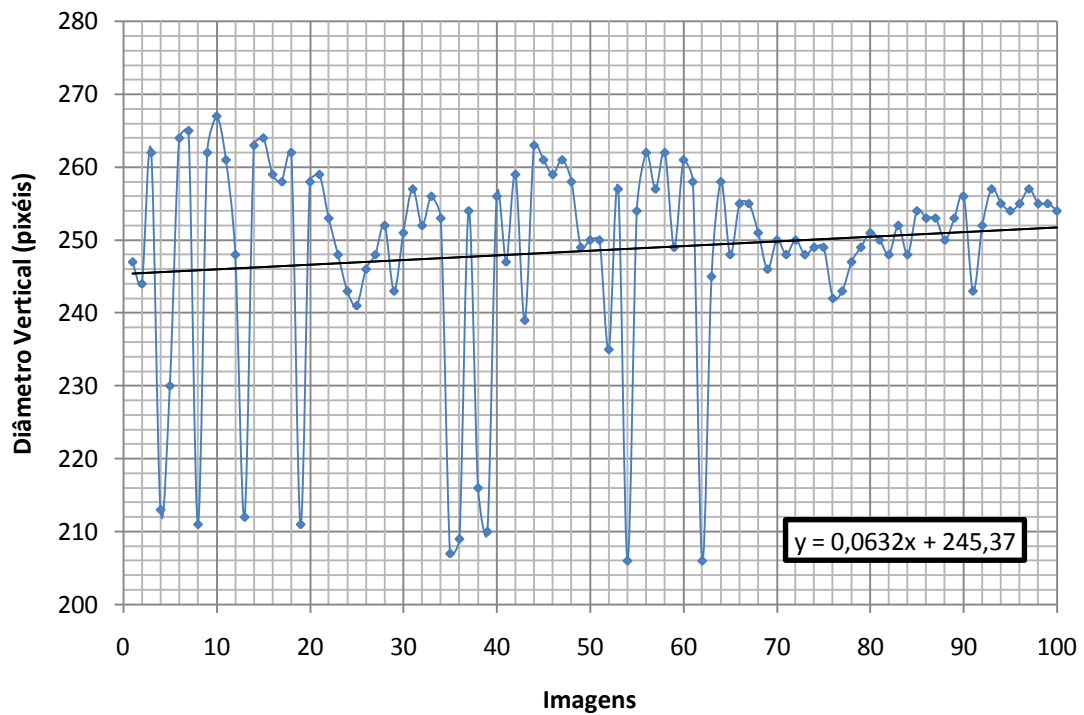
Figura 4.9 – Exemplo de uma detecção pupilar no decorrer do Teste 9.

Variação da área em cada imagem



Variação do perímetro em cada imagem



Variação do diâmetro horizontal em cada imagem**Variação do diâmetro vertical em cada imagem**

	Média	Desvio Padrão
Área	29139.6	1974.06
Perímetro	1989.11	916.878
Diâmetro Horizontal	197.4	4.75458
Diâmetro Vertical	248.56	14.4909

Tempo: 00:13:54 (*hms*).

Este teste, à semelhança dos restantes, teve como objectivo principal analisar o fenómeno de acomodação da pupila a um foco de luz. Analisando os gráficos e comparando com os resultados dos sujeitos anteriores, não podemos afirmar concretamente qual a tendência de crescimento da pupila porque os seus parâmetros não evoluíram em acordo. A pupila variou bastante ao longo do teste e são visíveis valores discrepantes.

Especificamente neste caso, existem muitas semelhanças com os resultados do teste 7, visto que também este é um teste realizado na presença de lentes de contacto. Este sujeito é míope e, como era espectável, apresenta uma área maior que a dos outros sujeitos.

4.10 Teste 10

O décimo teste foi realizado numa sala às escuras, com um holofote de luz intensa, única fonte de luz presente. O sujeito foi posicionado em frente do sistema de aquisição de imagem e iluminado constantemente com o holofote, sem que houvesse variação da intensidade de luz do mesmo. No entanto, existem sempre variáveis que não foi possível controlar, tal como as luzes dos corredores ou das outras salas do laboratório.

Cor dos olhos: castanho.

Olho: esquerdo.

Nº de imagens: 100.

Threshold: 2,8.

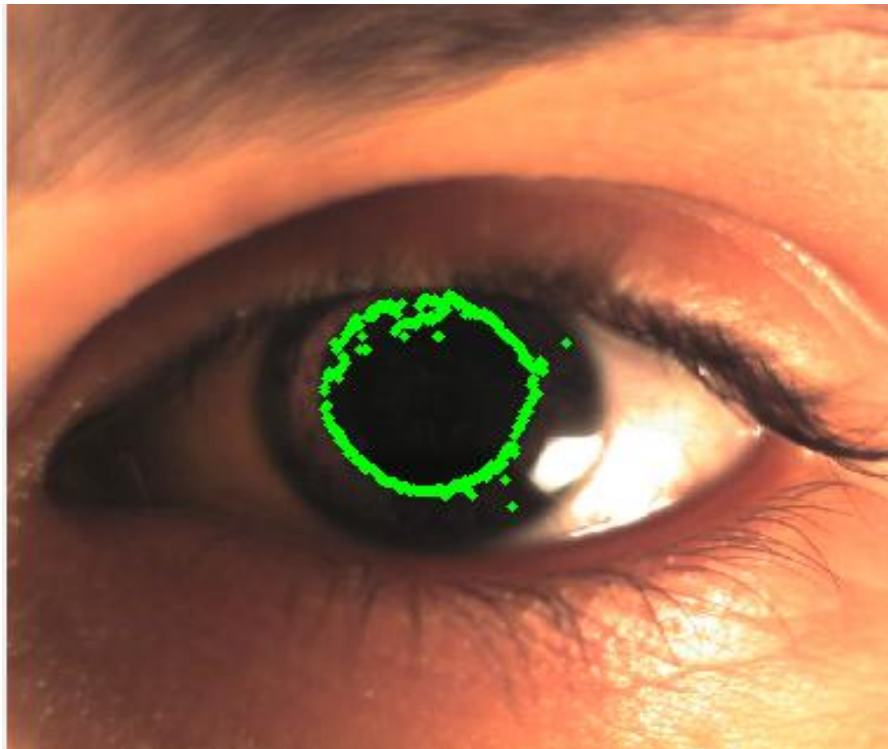
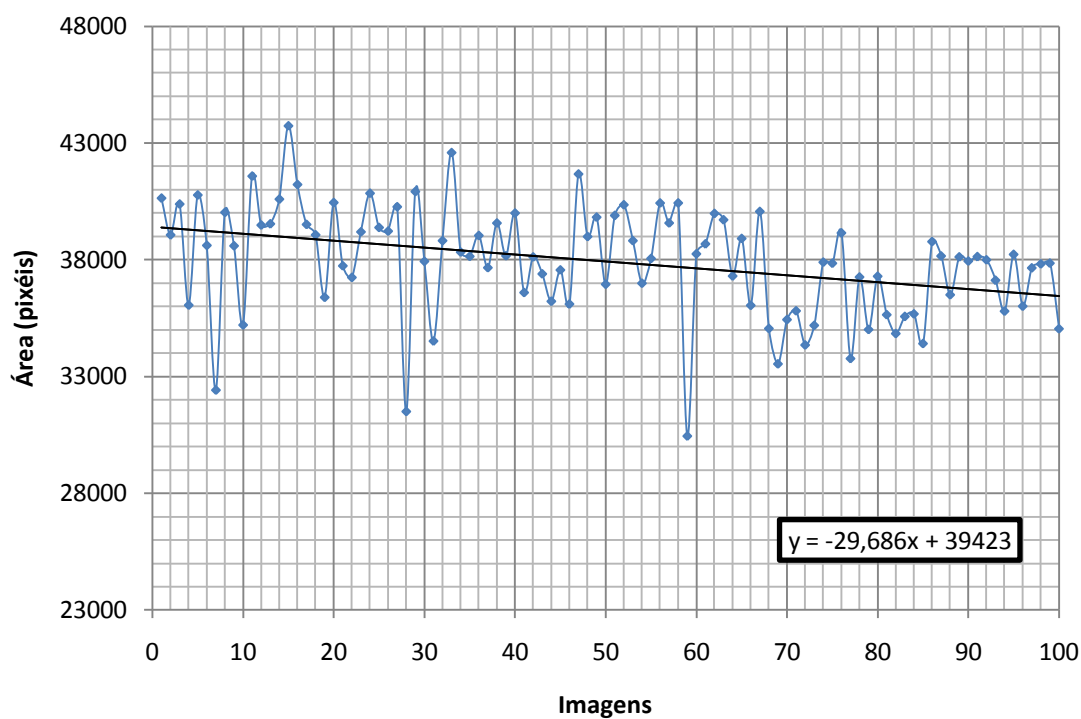
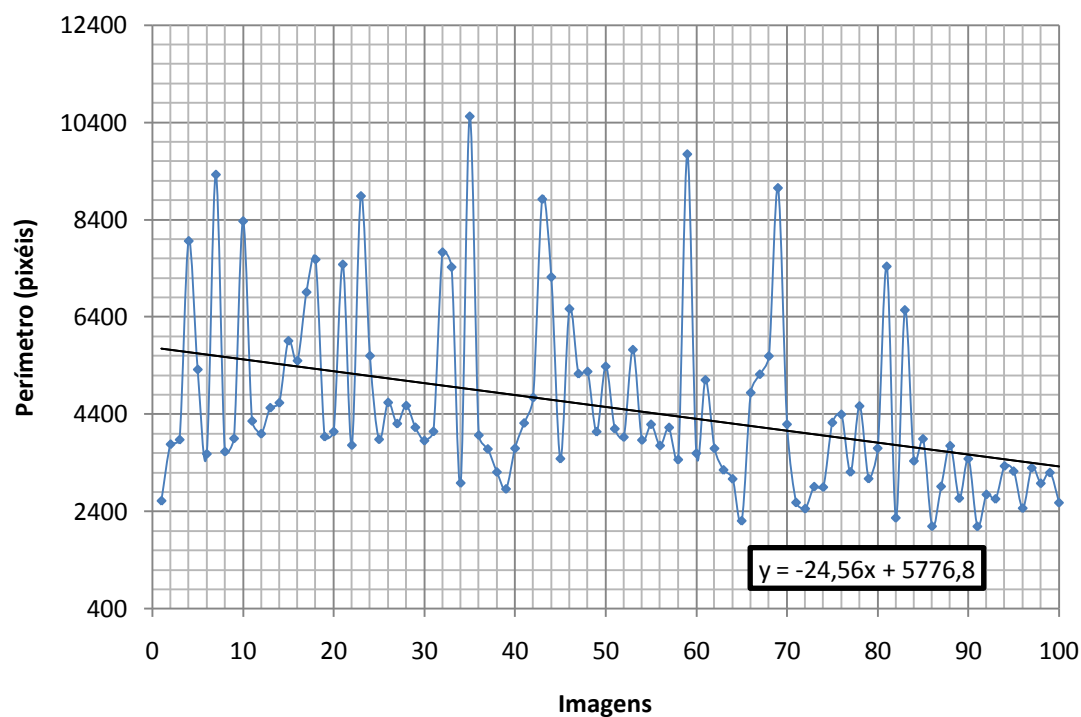


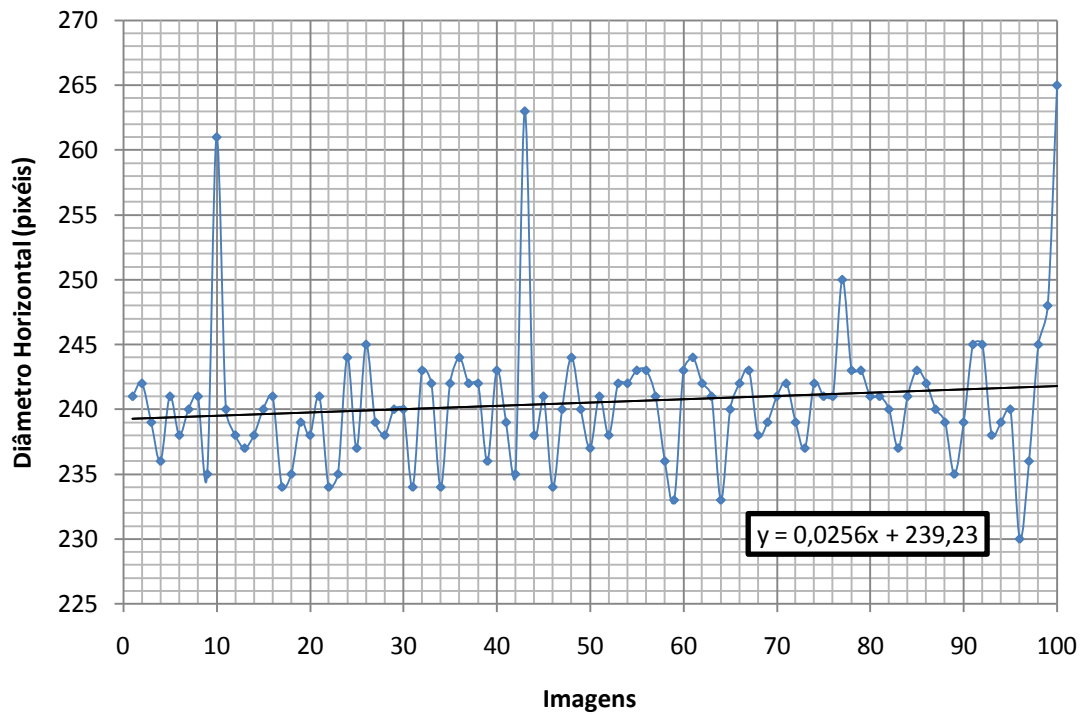
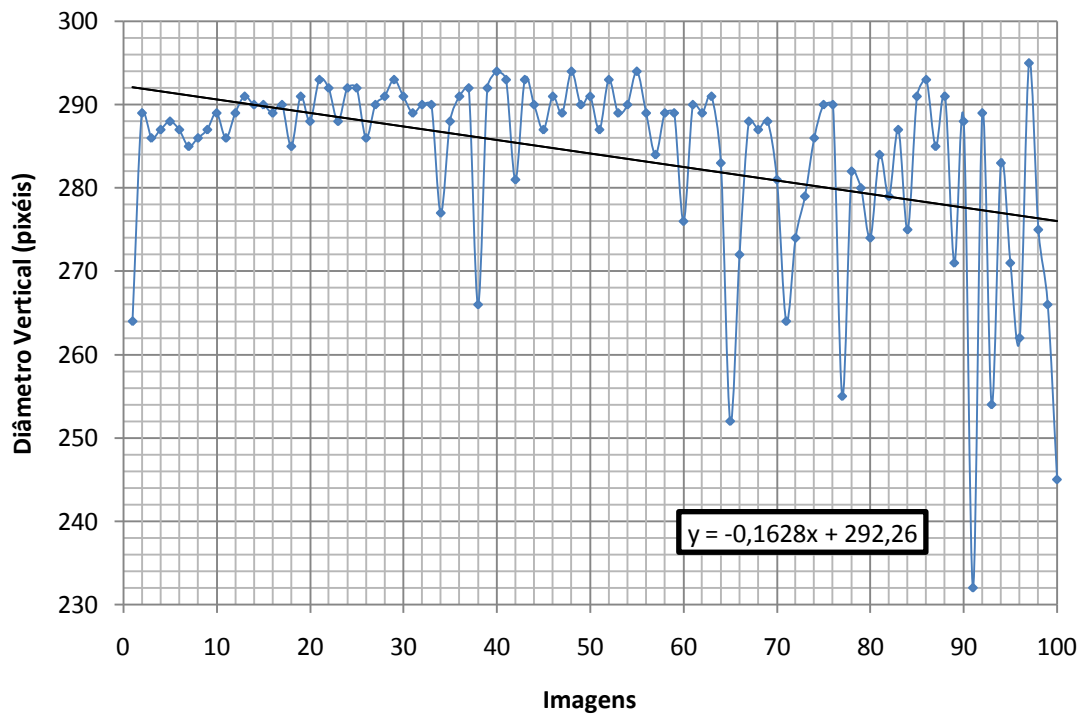
Figura 4.10 – Exemplo de uma detecção pupilar no decorrer do Teste 10.

Variação da área em cada imagem



Variação do perímetro em cada imagem



Variação do diâmetro horizontal em cada imagem**Variação do diâmetro vertical em cada imagem**

	Média	Desvio Padrão
Área	37923,57	2333,548
Perímetro	4536,581	1875,702
Diâmetro Horizontal	240,52	5,219389
Diâmetro Vertical	284,04	11,28861

Tempo: 00:13:52 (*hms*).

Este teste, à semelhança dos restantes, teve como objectivo principal analisar o fenómeno de acomodação da pupila a um foco de luz. Analisando os gráficos e comparando com os resultados dos sujeitos anteriores, não podemos afirmar concretamente qual a tendência de crescimento da pupila, porque os seus parâmetros não evoluíram em acordo.

Especificamente neste caso, existem muitas semelhanças com os resultados dos testes 7 e 9, visto que também este é um teste realizado na presença de lentes de contacto. Os gráficos apresentam bastantes valores discrepantes e, por isso, consideramos que o algoritmo não convergiu correctamente, principalmente no perímetro pupilar. Este sujeito é míope e, como era espectável, apresenta uma área maior que a dos outros sujeitos.

4.11 Tabela de Resultados

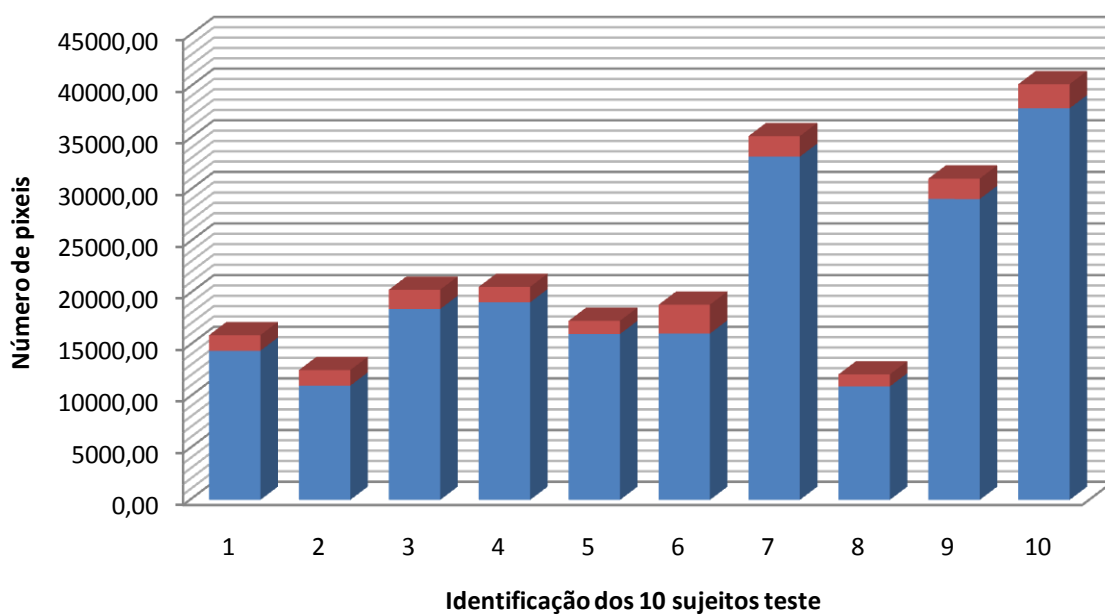
Informação do sujeito		Média	Desvio Padrão
Teste 1	Área	14444,80	1509,91
	Perímetro	493,35	35,20
	Diâmetro Horizontal	143,10	7,00
	Diâmetro Vertical	140,57	7,08
Teste 2	Área	11062,80	1508,11
	Perímetro	482,12	49,79
	Diâmetro Horizontal	127,84	6,93
	Diâmetro Vertical	135,20	10,02
Teste 3	Área	18489,40	1861,11
	Perímetro	574,14	32,25
	Diâmetro Horizontal	159,24	6,30
	Diâmetro Vertical	162,39	6,38
Teste 4	Área	19133,60	1497,48
	Perímetro	698,84	69,00
	Diâmetro Horizontal	163,64	6,70
	Diâmetro Vertical	163,32	6,27
Teste 5	Área	16065,20	1281,32
	Perímetro	529,56	47,55
	Diâmetro Horizontal	153,01	3,09
	Diâmetro Vertical	150,80	4,59
Teste 6	Área	16112,10	2789,19
	Perímetro	571,28	86,97
	Diâmetro Horizontal	147,74	11,03
	Diâmetro Vertical	153,64	12,29
Teste 7	Área	33239,40	1991,74
	Perímetro	1168,96	267,96
	Diâmetro Horizontal	211,41	3,93
	Diâmetro Vertical	239,35	25,56
Teste 8	Área	10985,10	1161,59
	Perímetro	533,17	82,11
	Diâmetro Horizontal	128,34	4,06
	Diâmetro Vertical	125,25	5,35
Teste 9	Área	29139,60	1974,06
	Perímetro	1989,11	91,69
	Diâmetro Horizontal	197,40	4,75
	Diâmetro Vertical	248,56	14,49
Teste 10	Área	37923,57	2333,55
	Perímetro	4536,58	1875,702
	Diâmetro Horizontal	240,52	5,22
	Diâmetro Vertical	284,04	11,29

Tabela 9 – Tabela de resultados.

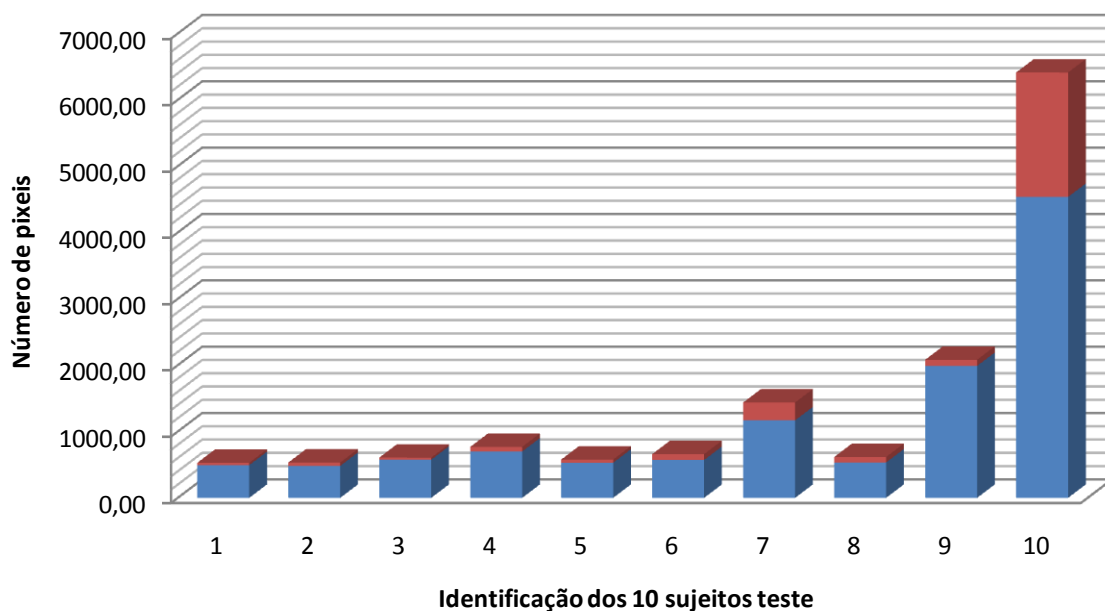
Nota: Os sujeitos a cor azul-escuro realizaram os testes com lentes de contacto.

4.12 Análise e Estatística dos Resultados

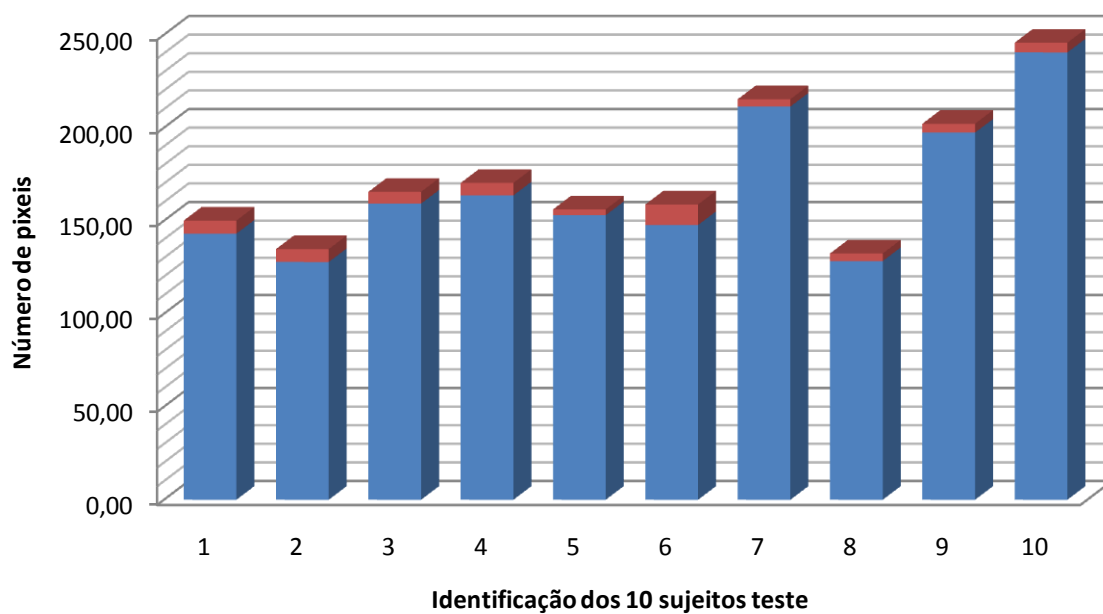
Variação da área



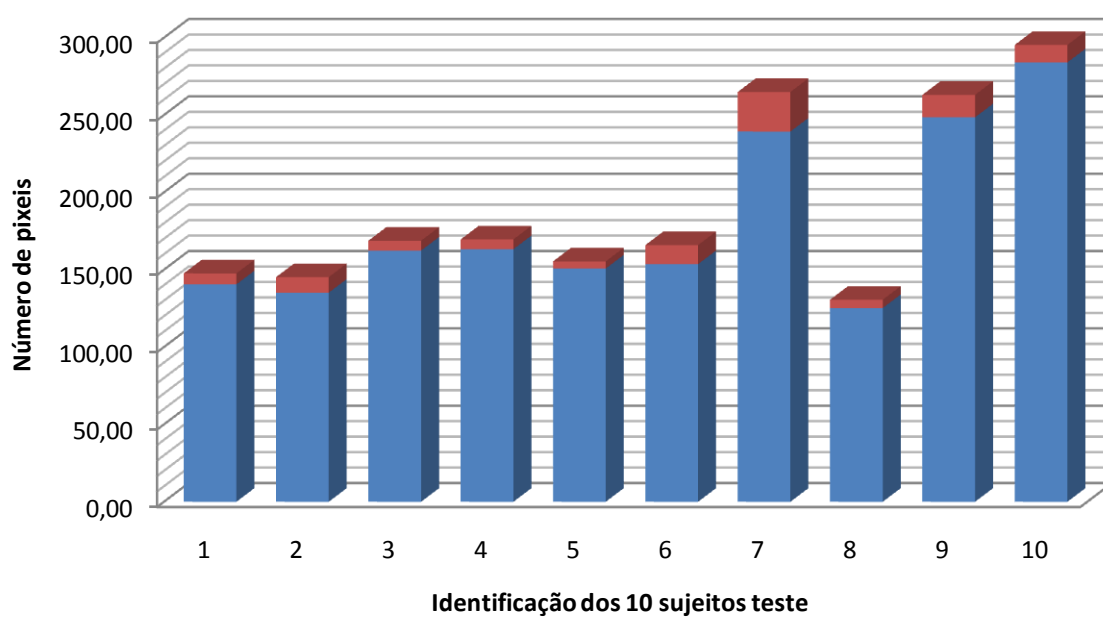
Variação do Perímetro



Variação do diâmetro horizontal



Variação do diâmetro vertical



Analisando os resultados como um todo, existem algumas considerações que são necessárias ter em conta. Na generalidade, os resultados foram obtidos com uma precisão considerável, de tal forma que o objectivo deste projecto preliminar foi atingido. O sistema é sensível o suficiente para detectar as oscilações dos sistemas nervosos simpático e parassimpático.

Existem, no entanto, parâmetros mais susceptíveis de erro tais como o diâmetro vertical e o perímetro. Este último é muito susceptível de erro porque, quando existe um valor discrepante, apesar de a área ser pequena, dá-se logo um grande aumento na distância desse pixel em relação aos outros e, portanto, um grande aumento do perímetro.

Comparando estes resultados com os obtidos por outros autores (tal como (5)) existem grandes semelhanças na metodologia, mas consideramos que a sensibilidade deste sistema é alta o suficiente e, portanto, uma mais-valia para permitir a evolução deste estudo para o campo das doenças neurológicas. Este estudo foi feito utilizando um tipo de tratamento de imagem que usa os 256 tons de cinzento, ao contrário de outros autores, que usam o binário. Este facto torna mais pesado o tratamento de imagem, mas valoriza as pequenas oscilações e, portanto, melhora a sensibilidade de todo o sistema.

5. Discussão

Este trabalho compreendeu três grandes partes. Numa primeira, estudaram-se os melhores componentes para fazer a aquisição de dados. Na segunda, desenvolveu-se todo o *software* necessário à aquisição e tratamento da informação. Na terceira e última parte testou-se o sistema desenvolvido numa amostra de 10 pessoas.

Na primeira parte deste projecto utilizou-se uma câmara *Lumenera* que trabalha no espectro do visível. Esta câmara é de alta resolução, o que nos permitiu obter, a grande velocidade (15 *frames* por segundo), imagens com a resolução de 1280 por 1024 pixéis. Para além de rápida, liga-se a qualquer computador via Ethernet e pode ser comandada a partir de um *browser*. Devido à alta resolução da câmara utilizada, são visíveis pequenas variações da pupila a grande pormenor. No entanto, com esta capacidade obtêm-se imagens mais pesadas, o que torna o funcionamento do algoritmo mais lento. Uma câmara com menor resolução poderia ser usada, mas com custo da sensibilidade do sistema. Portanto, optou-se por maximizar a sensibilidade do mesmo.

Encaixada na câmara encontra-se uma lente com *zoom*. Com a sua presença, coloca-se o problema do tamanho do pixel obtido pois perde-se a noção do tamanho do mesmo. Consequentemente, fica bastante difícil transpor resultados em pixéis para uma distância em milímetros, a qual facilitaria a compreensão dos resultados obtidos. Tenciona-se, no futuro, desenvolver um algoritmo de forma a conseguir calibrar-se o sistema em unidades de distância.

Um dos grandes problemas encontrados na primeira parte está sobretudo relacionado com o reflexo de luz no olho. Como o conjunto câmara+lente trabalha no espectro de luz visível, todas as imagens captadas apresentam reflexo. Este interfere com o funcionamento do algoritmo desenvolvido, o que leva a resultados menos rigorosos. Tentou-se resolver este problema com recurso a polarizadores, mas a dificuldade persistiu. No entanto, conseguiu-se minimizá-la com recurso a uma fonte de luz variável no espaço e, visto que a função do algoritmo é detectar o contorno pupilar, a solução foi posicionar o reflexo fora da pupila.

Apontados os problemas de *hardware*, consideramos que o sistema tem de evoluir para o campo do infra-vermelho, por dois motivos: evitar a presença de reflexo na superfície do olho e potenciar o algoritmo desenvolvido. O primeiro motivo visa acabar com os problemas de reflexo e, ainda, tornar mais robusto o equipamento. Tal facto possibilitará a sua utilização na ausência de luz e permitirá, por exemplo, fazer estudos do diâmetro máximo da pupila (estudo bastante interessante para diagnóstico de narcolepsia, entre outros). O segundo motivo prende-se ao facto de, perante um conjunto de imagens infra-vermelhas, o algoritmo desenvolvido poder trabalhar melhor, visto que, numa imagem em tons de cinzento, a variação dos tons da pupila para os tons da íris ser mais evidente.

O *upgrade* do sistema já está previsto e os seus componentes encomendados. Será descrito em pormenor no capítulo seguinte.

Na segunda parte do projecto desenvolveram-se os algoritmos e interfaces que cumprem os objectivos propostos, tanto a nível de *software* como a nível de ligação do *hardware* com o computador utilizado.

No plano da aquisição de dados, foi utilizado um executável desenvolvido anteriormente noutro projecto que utilizou a mesma câmara. Este executável faz a captura de imagens a um número de *frames* por segundo variável consoante a resolução pretendida. O armazenamento das imagens é feito numa pasta à escolha e o nome de cada imagem é definido com recurso a um contador (ex: "1.jpg"). Este procedimento facilita depois a acção do algoritmo, que usa um ciclo e um contador para ler um conjunto de imagens.

A nível de *software* estudou-se qual a plataforma de programação que mais se adequava ao desenvolvimento deste projecto e chegou-se à conclusão de que o MATLAB é a linguagem mais funcional e mais abrangente para este tipo de projectos de tratamento de imagem. O MATLAB é um *software* interactivo que permite o cálculo com matrizes e a construção de gráficos e interfaces em ambiente fácil de usar. A sua grande vantagem é o facto de o seu elemento básico, a matriz, não requerer qualquer dimensionamento. Isto é importante porque o *software* desenvolvido trata cada imagem como uma matriz de duas dimensões, em que

cada posição tem, associada a si, uma intensidade. Este método permite inserir como *input* imagens de tamanhos variáveis.

O algoritmo principal foi criado tendo por base o algoritmo *Starburst*. Este algoritmo apresenta algumas funções que são úteis na detecção de contorno por *Threshold*. Essas funções foram alteradas, de modo a remover quaisquer aproximações (modelos). Tal característica permite aumentar a sensibilidade do algoritmo e, conseqüentemente, a qualidade dos resultados. No entanto, a sua velocidade fica comprometida, o que é um aspecto negativo do algoritmo.

Para além do algoritmo principal foram criados outros algoritmos secundários que automatizam todo o sistema.

De modo a calcular um ponto central da pupila, foi criado um algoritmo que detecta a pupila e escolhe um ponto no seu interior. Este ponto serve de *input* ao algoritmo principal. Tal procedimento encontra-se desenvolvido, mas surge ainda como uma ferramenta opcional da interface, porque aumenta ainda mais o tempo de processamento de todo o sistema. Para além deste problema, existe também a hipótese de o algoritmo de cálculo automático da pupila detectar como pupila um ponto de uma pestana, por exemplo; isto porque o algoritmo analisa a matriz imagem e procura os pixéis mais escuros. Esta dificuldade foi ultrapassada com a aplicação de um filtro passa baixo que remove as mudanças de altas frequências. Em alternativa foi criada uma interface onde se pede ao utilizador que clique com o rato num qualquer ponto no interior da pupila.

Tal como o ponto no interior da pupila, o *Threshold* também é um *input* do algoritmo principal. Foram criados dois algoritmos que calculam automaticamente o seu valor. O primeiro (*Square Threshold*) pede ao utilizador que escolha 10 pontos com o rato, 5 no interior da pupila e os restantes 5 no interior da íris. Este algoritmo é rápido a processar os dados mas, por vezes, apresenta resultados que não são fiáveis, porque, apesar de a pupila ser, grosso modo, uniformemente preta, a íris tem tonalidades muito distintas e os resultados do algoritmo dependem muito dos pontos escolhidos pelo utilizador.

Existe também o *Circle Threshold* disponível na interface. Este algoritmo, apesar de mais lento, apresenta resultados mais fiáveis, visto que não usa apenas 10 pontos escolhidos pelo utilizador, mas sim dois anéis nos limites pupila/íris que compreendem todos os pontos no seu interior.

Um grande obstáculo que foi encontrado ao longo do projecto, relativamente ao *Threshold*, é o facto de haver mudanças de luminosidade ou contraste nas imagens. Tal sucede porque o valor de *Threshold* é calculado só uma vez, tendo como base a primeira imagem da aquisição. Para melhorar este aspecto dever-se-ia calcular um valor de *Threshold* para cada imagem e usá-lo na imagem seguinte (à semelhança do centro pupilar). Esta alteração está prevista e irá ser desenvolvida.

Foi também desenvolvido, mas não implementado, um algoritmo que vai permitir remover os *outliers* da detecção pupilar. Este algoritmo remove todos os pontos discrepantes. Encontra-se ainda em melhoramento e baseia-se na atribuição de duas circunferências a cada imagem, uma com raio menor que o diâmetro pupilar e outra com raio maior. De seguida remove todos os pontos que não estão compreendidos entre essas duas circunferências. Este procedimento trará mais processamento de informação ao algoritmo e, por isso, precisa de ser refinado, de forma a ser viável a sua implementação.

Relativamente à interface surgiram problemas relativos ao desenvolvimento de separadores no MATLAB. O ambiente de desenvolvimento de interfaces em MATLAB não apresenta, de origem, a opção de separadores. No entanto, se os separadores não fossem usados, o programa ficaria com muita informação aos olhos do utilizador e, portanto, tornar-se-ia menos *user friendly*. Este problema foi ultrapassado e os separadores foram desenvolvidos. Com o intuito de tornar ainda mais *user friendly* a interface, foi utilizada a função *tool tip string*, que permite editar balões que surgem quando se coloca o rato sobre determinada região da interface. Estes balões foram editados com frases que ajudam o utilizador a compreender cada função presente no programa.

É importante salientar que o primeiro separador, o da aquisição de dados, ainda não se encontra totalmente operacional, visto que a câmara utilizada vai ser, num futuro próximo,

trocada por outra. Quando estiverem disponíveis todos os componentes encomendados, serão desenvolvidos os *drivers* e criado o *Active X* que vai permitir controlar a câmara a partir da interface desenvolvida. Para já, toda a aquisição é feita no *browser* de internet e a detecção e tratamento de dados são feitos na interface desenvolvida.

O MATLAB permitirá, quando toda a interface estiver operacional, criar um executável que instalará o programa em qualquer computador, mesmo que não tenha o MATLAB instalado (apenas será necessária a importação das bibliotecas de funções utilizadas). Esta função (*deploy tool*) converterá todo o programa em linguagem C, o que aumentará consideravelmente a velocidade da detecção da pupila.

Na terceira parte deste projecto testou-se o equipamento num universo de 10 pessoas. Os resultados obtidos foram interessantes e permitiram analisar diversas situações. Devido à alta resolução do sistema utilizado, são visíveis, nos resultados, variações bruscas de frequências. Estas têm origem na actividade dos sistemas nervosos simpático e parassimpático (*pupil noise*). Em alguns casos é notório um comportamento sinusoidal dos diâmetros horizontal e vertical, o que é característico da acção dos dois sistemas nervosos, que agem de forma a compensar a acção um do outro.

Analisando a tabela de resultados, e tendo em conta que este estudo é preliminar, podemos observar que a pupila dos sujeitos dilatou no decorrer do período de acomodação e contraiu na presença de estímulos luminosos. Todas estas variáveis tornam os resultados difíceis de analisar. No entanto, como já foi referido anteriormente, o sistema será dotado de um equipamento infravermelho e os estímulos aplicados aos sujeitos terão de ser melhor controlados.

No caso concreto dos sujeitos 7, 9 e 10, a aquisição de dados foi feita, propositadamente, com pessoas que usam lentes de contacto. Como já era espectável, os resultados foram piores devido a uma maior presença de reflexo no olho dos sujeitos. Este facto foi compensado com a redução do valor de Threshold. Estes sujeitos apresentaram pupilas mais dilatadas, não só pela presença das lentes de contacto, como também pelo facto de serem míopes (doentes míopes tendem a apresentar pupilas maiores).

Podemos afirmar que os resultados obtidos vão de encontro aos objectivos deste trabalho, e consideramos que é importante continuar a desenvolver não só esta investigação mas também outros estudos nesta área.

6. Conclusão

Este trabalho permitiu um primeiro contacto com o estudo teórico das doenças neuro-oftálmicas, de como estas podem ser diagnosticadas pela análise da dinâmica da pupila e de como um método não invasivo simples pode auxiliar um médico na obtenção de um diagnóstico mais correcto.

Obteve-se um *know-how* consistente da linguagem de programação em MATLAB e das suas potencialidades em estudos biomédicos, mais propriamente no tratamento de imagem. Foi possível, de maneira simples e eficaz, produzir algoritmos robustos nesta plataforma e implementá-los em interfaces simples e fáceis de construir.

Em relação aos resultados obtidos, podemos afirmar que são dados interessantes e fiáveis, que podem ser usados em estudos da dinâmica da pupila e relacionados com doenças do foro neurológico. Estes resultados são interessantes num primeiro contacto com este tipo de estudos. Pretendemos, no futuro, melhorar o equipamento, de forma a maximizar as potencialidades do mesmo e a melhorar a sua eficácia e sensibilidade.

6.1 *Perspectivas futuras*

Hoje em dia já existem no mercado variados sistemas pupilométricos computadorizados sensíveis ao infravermelho. Muitos destes aparelhos conseguem medir com precisão a dinâmica dos movimentos pupilares, tanto no escuro como com luz. Num futuro não muito distante pretende-se automatizar e difundir estes testes de diagnóstico de doenças ligadas à retina e ao nervo óptico. De modo a melhorar os sistemas existentes, é importante desenvolver sistemas que tratem os dois olhos de forma independente, para melhorar a fiabilidade dos testes. É também importante melhorar os algoritmos existentes, tornando-os mais rápidos, com maior sensibilidade e de maior resolução.

O futuro dos métodos de diagnóstico passa, cada vez mais, pela utilização de métodos não invasivos, rápidos e eficazes, e, por isso, consideramos que a pupilometria computadorizada é uma mais-valia que, no futuro, estará presente em qualquer teste de rotina médica.

Em relação a este trabalho, pretende-se continuar a melhorar o desempenho do algoritmo desenvolvido e aprofundar o estudo dos dados obtidos, com a finalidade de chegar a um diagnóstico que permita o apoio ao médico. Em relação ao sistema físico, pretende-se adquirir uma câmara infravermelha e um iluminador também infravermelho. Em conjunto, e com recurso a polarizadores, visar-se-á melhorar a qualidade dos resultados obtidos e, posteriormente, utilizar os métodos de Fourier e de Wavelets de forma a estudar exaustivamente os dados da dinâmica pupilar.

Quanto à parte de *software*, entendemos que os algoritmos têm de ser melhorados, de forma a aumentar a sua rapidez de cálculo e também a sua sensibilidade. Todo o *software* será convertido para C, o que aumentará significativamente a sua velocidade. Pretende-se igualmente criar um algoritmo de cálculo de *Threshold* automático variável, ou seja, um algoritmo que determine um valor de *Threshold* que varie consoante cada imagem: por exemplo, se a luminosidade de uma imagem for diferente da da anterior, o valor de *Threshold* acompanhará tal alteração e adaptar-se-á, portanto, melhor ao caso específico.

Está previsto que a interface desenvolvida chegue ao ponto de detecção dos parâmetros da pupila em tempo real, ou seja, sem ser necessário o processamento de dados após o exame.

Procurar-se-á, também, tornar o dispositivo mais portátil.

Sistema a desenvolver

Ao longo de todo o trabalho foi sendo idealizado um segundo projecto, de maior envergadura, que pretende tornar o pupilómetro um dispositivo médico mais fiável, de modo a que, no futuro, ele se transforme num equipamento de apoio ao diagnóstico de doenças neuro-oftalmológicas.

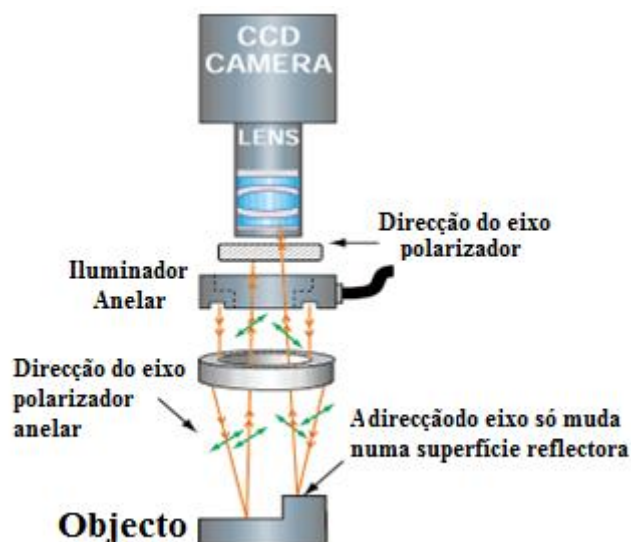


Figura 6.1 - Esquema de montagem por módulos.
 [Obtido em: <http://www.edmundoptics.com/WE/>]

O pupilómetro desta segunda versão será composto por uma série de componentes mecânicos e electrónicos. Na aquisição de imagem será usada uma câmara CCD com um sensor de alta resolução. Acoplada à câmara estará uma lente com *zoom* manual, que permite fazer variar a distância óptima a que o sistema trabalha. Existirá, para além da câmara e da lente, um iluminador infravermelho que ilumina o olho do paciente. De forma a otimizar o mais possível os resultados, serão acoplados, tanto à lente como ao iluminador, filtros polarizadores que permitem que a câmara receba apenas a luz no sentido perpendicular ao seu sensor. Abaixo, seguem as descrições dos componentes já encomendados para a construção da segunda versão:

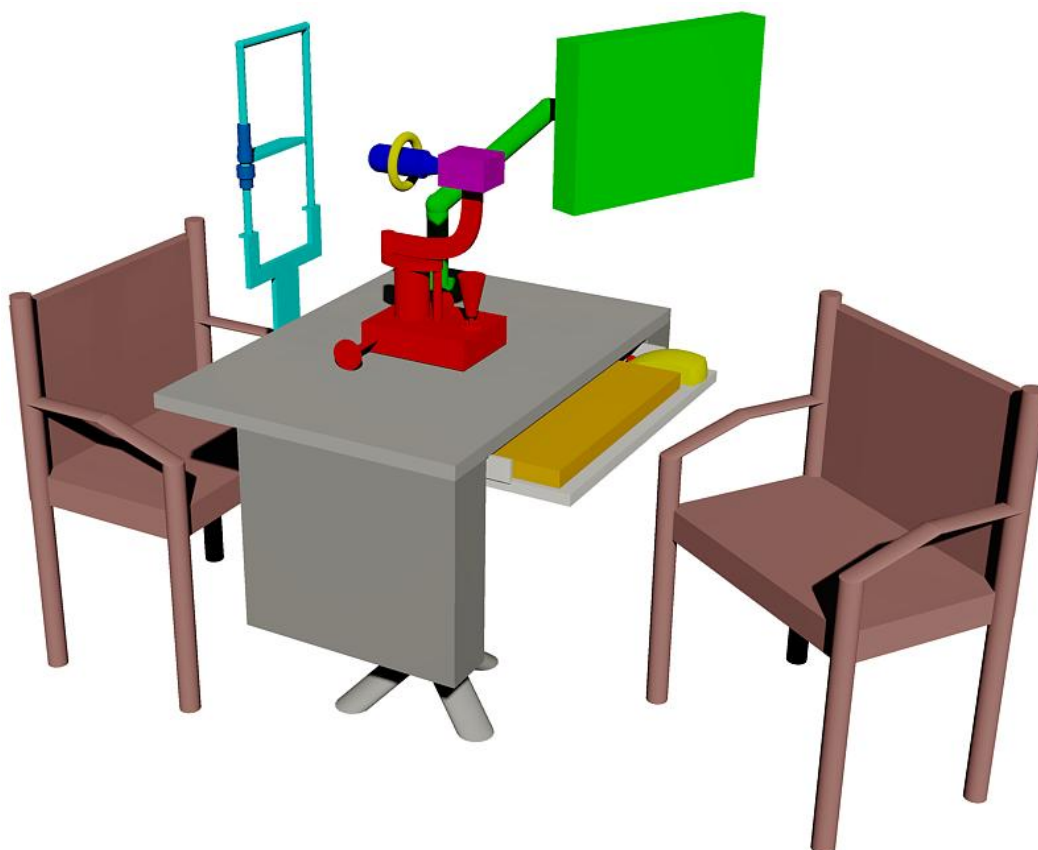


Figura 6.2 - Esquema de montagem do pupilómetro em 3D. De salientar os constituintes do sistema de aquisição de imagem: a câmara a roxo, o iluminador infravermelho a amarelo, a lente com *zoom* a azul escuro, o CPU a cinzento e o monitor a verde.
[Desenhado em AUTOCAD 2009]

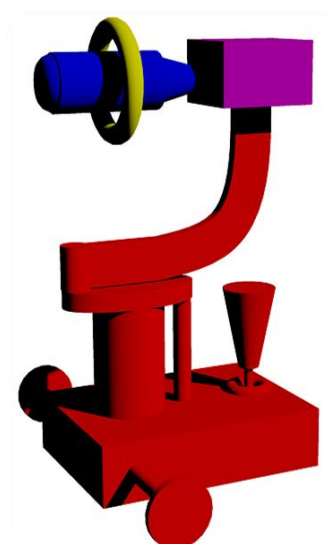


Figura 6.3 - Vista do sistema mecânico em perspectiva. O sistema desloca-se horizontalmente em todas as direcções e desloca a câmara na vertical.
[Desenhado em AUTOCAD 2009]

Câmara CCD Infravermelho

Este sistema utilizará uma JAI CM-140GE. Este modelo é uma câmara monocromática com interface GigE (ligação Ethernet de 1Gb), que permite uma aquisição de imagem muito rápida, cerca de 31 *frames* por segundo no modo de alta resolução em operação contínua. Esta câmara utiliza o método *binning* vertical e o *scan parcial*, de modo a manter alta a velocidade de aquisição de imagem.



Figura 6.4 - Câmara JAI CM-140GE.
[Obtido em: Anexo 6]

Sensor CCD

A câmara JAI CM-140GE utiliza um sensor CCD da SONY denominado ICX205AL. Trata-se de um sensor de estado sólido, feito de silicone, com 8mm de diagonal (do tipo 1/2) e uma matriz de 1,45 milhões de pixéis efectivos.

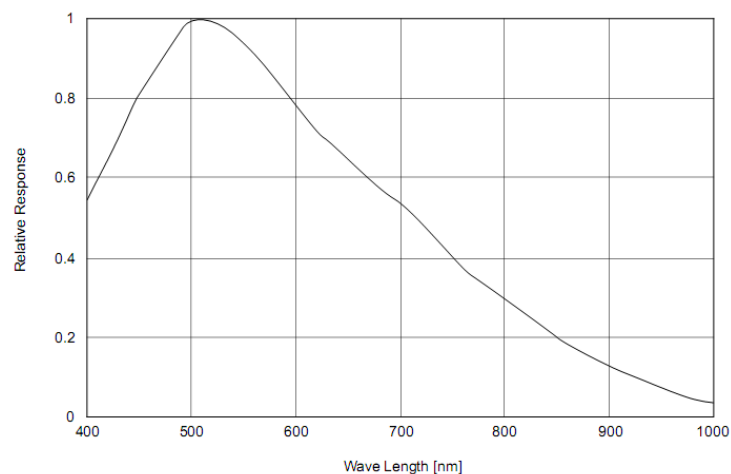


Figura 6.5 - Sensibilidade espectral do sensor (excluindo as características da lente e da fonte de luz).
[Obtido em: Anexo 8]

Lente

Trata-se de uma lente de encaixe do tipo C, com *zoom* de distância focal de 18-108mm. Esta lente permite um ajuste do equipamento ao olho do paciente.

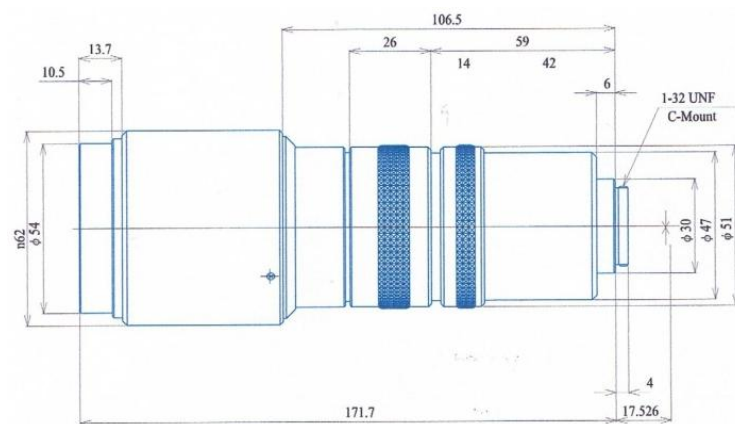


Figura 6.6 - Dimensionamento da lente utilizada.
[Obtido em: Anexo 9]

Iluminador infravermelho

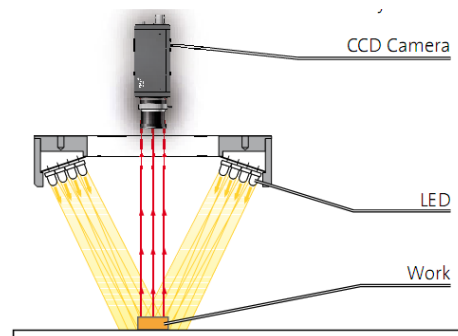


Figura 6.7 - Esquema de funcionamento do iluminador infravermelho anelar.
[Obtido de: Anexo 10]

Tenciona-se utilizar um iluminador anelar infravermelho, cujo objectivo é iluminar a porção anterior do olho com luz não visível, de forma a evitar que existam reflexos no olho do sujeito e, portanto, um factor erróneo dos resultados.

Filtros polarizadores

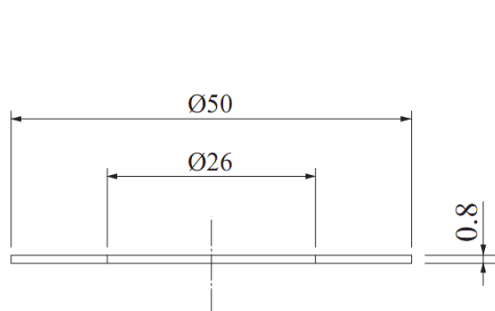


Figura 6.8 - Filtro polarizador anelar para o iluminador.

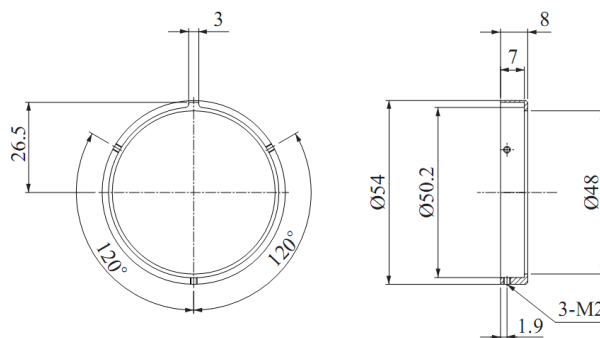


Figura 6.9 - Filtro polarizador para a lente.

Serão utilizados dois filtros polarizadores, um em forma de anel, para o iluminador, e outro em forma circular, para a lente. Estes filtros otimizam a qualidade da luz que chega ao sensor da câmara e, portanto, minimizam possíveis reflexos nas imagens obtidas.

Bibliografia

1. **KARDON, Randy.** “Pupil”, in KAUFMAN, Paul L. and Albert Alm. eds. *Adler's Physiology of the Eye*. 10th edition. St Louis : Mosby, 2003, 713-743.
2. **KIM, Jieun, Kyungmo Park and Gon Khang.** *A Method for Size Estimation of Amorphous Pupil in 3-Dimensional Geometry*. 2004.
3. **SMITH, Shirley A. and S. E. Smith.** “Pupil function: tests and disorders” in MATHIAS, Christopher J. and Sir Roger Bannister. *Autonomic Failure: A Textbook of Clinical Disorders of the Autonomic Nervous System*. 4th edition. Oxford : Oxford University Press, 2001.
4. **RAKSHIT, Soumyadip and Donald M. Monro.** *Pupil Shape Description using Fourier Series*. 2007.
5. **IACOLIELLO, Daniela.** “Analysis of pupil fluctuations after a light stimulus by image processing and neural network”. *Computers & Mathematics with applications*. Vol. 53. 2006: 1260-1270.
6. *Medical Device Management*.
<http://www.medicaldevicemanagement.com/pupilometer.html>.
7. **PINA, Esperança.** *Anatomia Humana da Relação*. Lisboa : Lidel, 2000.
8. *Olho Humano*. Wikipedia. [Online] [acedido em: 27 Junho, 2008.]
http://pt.wikipedia.org/wiki/Olho_humano.
9. **PITTA, Luis.** *Como Funciona a Máquina Fotográfica*. [Online] [acedido em: 10 Julho, 2008.] www.prof2000.pt/users/lpitta/fotografia.
10. **GONZALEZ, Rafael C., Richard E. Woods and Steven L. Eddins.** *Digital Image Processing using MATLAB*. New Jersey : Prentice Hall, 2004.
11. **LI, Dongheng and Derrik J. Parkhurst.** *Starburst: A robust algorithm for video-based eye tracking*. *openEyes*. [Online] <http://thirtysixthspan.com/openEyes/publications.html>.
12. **DURÁN, José Enrique Rodas.** *Biofísica. Fundamentos e Aplicações*. São Paulo : Prentice Hall, 2003.

13. **BORGDORFF, P.** “Respiratory fluctuations in pupil size”. *American Journal of Physiology*. Vol. 228. 1975: 1094-1102.
14. **HECHT, Eugene.** *Óptica*. 2ª edição. Lisboa : Fundação Calouste Gulbenkian, 2002.
15. **EBISAWA, Yoshinobu.** *Realtime 3D Position Detection of Human Pupil*. IEEE International Conference on Virtual Environments, Human-Computer interfaces, and Measurement Systems. July12-14 . 2004. Boston : s.n.
16. **WYATT, Harry J.** “The form of the Human Pupil”. *Vision Research*. Vol. 35. 1995: 2021-2036.
17. *Córnea*. *Wikipedia*. [Online] [acedido em: 27 Junho, 2008.] <http://pt.wikipedia.org/wiki/C%C3%B3rnea>.
18. *Laser Safety for Laser Operators*. *DataSync*. [Online] [acedido em: 6 Julho, 2008.] <http://www.datasync.com/~wizard/Lasers/Lasers.html>.
19. *Phototransduction*. *Open wetware*. [Online] [acedido em: 8 Julho, 2008.] <http://openwetware.org/wiki/BIO254:Phototransduction>.
20. *Under Water Vision*. *DeepOcean*. [Online] [acedido em: 6 Julho, 2008.] <http://www.deepocean.net/deepocean/>.
21. *Color Vision*. *Wikipedia*. [Online] [acedido em: 8 Julho, 2008.] http://en.wikipedia.org/wiki/Colour_vision.
22. *Pupil Reflexes*. *CNRI*. [Online] [acedido em: 16 Julho, 2008.] http://www.cnri.edu/coursedemo/Pupils_and_Pupillary_Symptoms/Pupil_Reflexes.htm.
23. **VIEIRA, Pedro.** *Statistics for the System Forest Fire Finder*. Complement to the statistical data of September 2007. Caparica : 2007.
24. **NEW ELECTRONIC TECHNOLOGY. NET.** [Online] GmbH, 2004. [Acedido em: 23 Agosto, 2008.] http://www.net-usa-inc.com/include/faq_foculus.shtml#1_2.

25. **ENDERLE, John, Susan Blanchard and Joseph Bronzino.** *Introduction to Biomedical Engeneering*. 2th edition. San Diego : Academic Press, 2005.
26. **FILIPE, João A. Capão, F. Falcão Reis and J. Castro Correia.** “Assesement of autonomic function in high level athletes by pupillometry”. *Autonomic Neuroscience: Basic and Clinical*. Vol. 104. 2003: 66-72.
27. **HACHOL, A., et al.** “Measurement of pupil reactivity using fast pupillometry”. *Physiological Measusement*. Vol. 28. 2007: 61-72.
28. **LIN, Xiang, Gisela Klette and Reinhard Klette.** “Accurately Measuring the size of the Pupil of the Eye”. *Image and Vision Computing New Zeland*. 2003: 221-226.
29. **OKUNO, Emico, Iberê L. Caldas and Cecil Chow.** *Física para Ciências Biológicas e Biomédicas*. São Paulo : Harbra, 1986.
30. **SALGUEIRO, Lídia and J. Gomes Ferreira.** *Introdução à biofísica*. Lisboa : Fundação Calouste Gulbenkian, 1991.
31. **SHINODA, Takayuki and Masami Kato.** *A Pupil Diameter Measurement System for Accident Prevention..* IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics. October 8-11. Taipei: 2006.
32. **SNELL, S. Richard and Michael A Lemp.** *Clinical Anatomy of the Eye*. Oxford, UK : Blackwell Science, 1998.
33. **SZCZESNA, D. H. and H. T. Kasprzak.** “The modelling of influence of a corneal geometry on the pupil image of the human eye”. *Optik*. Vol. 117. 2005: 341-347.
34. **GOLDBERG, M. E. and M. A. Segraves.** “The visual and frontal cortices”, in GOLDBERG, R. H. and M. E. Wurtz. *The neurobiology of saccadic eye movements*. New York : Elsevier, 1989.

35. **GOLDBERG, M. E., H. M. Eggers and P. Gouras.** “The ocular motor system” in SCHWARTZ, E. R., J. H., Jessel and T. M. Kandel. *Principles of neural science* 3. Norwalk : Appleton and Lange, 1991.
36. **HOWARTH, Peter A., Gordon Heron and Louise Wittaker.** “The Measurement of Pupil Cycling Time”. *Graete's Arch Clin. Exp. Ophthalmol.* Vol. 238. 2000: 826-832.

Apêndices

Square Threshold

```
function [pupil_edge_thres] = threshold(im2)

% Variable Initialization

% PUPIL
val_pupil_1=zeros(5);
val_pupil_2=zeros(5);
val_pupil_3=zeros(5);
val_pupil_4=zeros(5);
val_pupil_5=zeros(5);

% IRIS
val_iris_1=zeros(5);
val_iris_2=zeros(5);
val_iris_3=zeros(5);
val_iris_4=zeros(5);
val_iris_5=zeros(5);

imshow(im2,'InitialMagnification', 40);
title('Choose five(5) points inside the pupil');

[ax ay]=ginput(1);
for i=1:1:25
    for w=-2:1:2
        for j=-2:1:2
            hold on, plot(floor(ax-w),floor(ay+j),'.g');
            val_pupil_1(i) = im2(floor(ax-w),floor(ay+j));
        end
    end
end

[bx by]=ginput(1);
for i=1:1:25
    for w=-2:1:2
        for j=-2:1:2
            hold on, plot(floor(bx-w),floor(by+j),'.g');
            val_pupil_2(i) = im2(floor(bx-w),floor(by+j));
        end
    end
end

[cx cy]=ginput(1);
for i=1:1:25
    for w=-2:1:2
        for j=-2:1:2
            hold on, plot(floor(cx-w),floor(cy+j),'.g');
            val_pupil_3(i) = im2(floor(cx-w),floor(cy+j));
        end
    end
end
```

```

        end
    end

    [dx dy]=ginput(1);
    for i=1:1:25
        for w=-2:1:2
            for j=-2:1:2
                hold on, plot(floor(dx-w),floor(dy+j),'.g');
                val_pupil_4(i) = im2(floor(dx-w),floor(dy+j));
            end
        end
    end

    [ex ey]=ginput(1);
    for i=1:1:25
        for w=-2:1:2
            for j=-2:1:2
                hold on, plot(floor(ex-w),floor(ey+j),'.g');
                val_pupil_5(i) = im2(floor(ex-w),floor(ey+j));
            end
        end
    end

    title('Choose five(5) points inside the iris');
    [az aw]=ginput(1);
    for i=1:1:25
        for w=-2:1:2
            for j=-2:1:2
                val_iris_1(i) = im2(floor(az-w),floor(aw+j));
                plot(floor(az-w),floor(aw+j),'.b');
            end
        end
    end

    [bz bw]=ginput(1);
    for i=1:1:25
        for w=-2:1:2
            for j=-2:1:2
                val_iris_2(i) = im2(floor(bz-w),floor(bw+j));
                plot(floor(bz-w),floor(bw+j),'.b');
            end
        end
    end

    [cz cw]=ginput(1);
    for i=1:1:25
        for w=-2:1:2
            for j=-2:1:2
                val_iris_3(i) = im2(floor(cz-w),floor(cw+j));
                plot(floor(cz-w),floor(cw+j),'.b');
            end
        end
    end
end

```

```

[dz dw]=ginput(1);
for i=1:1:25
    for w=-2:1:2
        for j=-2:1:2
            val_iris_4(i) = im2(floor(dz-w),floor(dw+j));
            plot(floor(dz-w),floor(dw+j),'.b');
        end
    end
end

[ez ew]=ginput(1);
for i=1:1:25
    for w=-2:1:2
        for j=-2:1:2
            val_iris_5(i) = im2(floor(ez-w),floor(ew+j));
            plot(floor(ez-w),floor(ew+j),'.b');
        end
    end
end

a=[mean(val_pupil_1) mean(val_pupil_2) mean(val_pupil_3) mean(val_pupil_4)
mean(val_pupil_5)];
b=[mean(val_iris_1) mean(val_iris_2) mean(val_iris_3) mean(val_iris_4)
mean(val_iris_5)];

pupil_edge_thres=(mean(b)-mean(a))/3;

```

Circle Threshold

```
function [pupil_edge_thres] = thesh_circle(im2)

imshow(im2,'InitialMagnification', 40);
title('Choose three(3) points on the edge of the pupil');
[ax ay] = ginput(1);
hold on, plot(ax,ay,'.g');
[bx by] = ginput(1);
hold on, plot(bx,by,'.g');
[cx cy] = ginput(1);
hold on, plot(cx,cy,'.g');
pause(0.01);
X = [floor(ax),floor(bx),floor(cx)];
Y = [floor(ay),floor(by),floor(cy)];
P = [floor(ax),floor(bx),floor(cx)];
Q = [floor(ay),floor(by),floor(cy)];
d=1;
index=zeros(1);
index_2 = zeros(1);

h = waitbar(0,'Processing Pupil...');
for i = min(X-80):1:max(X+80)
    for j = min(Y-80):1:max(Y+80)
        result = iscircle(X,Y,i,j);
        result_2 = iscircle_2(X,Y,i,j);
        if result == -1 && result_2 == 1
            index(d) = sub2ind(size(im2),i,j);
            waitbar(d/(max(Y+80)-min(Y-80)),h);
            d=d+1;
        end
    end
end
close(h);

[t u] = ind2sub(size(im2),index);
imshow(im2,'InitialMagnification', 40), hold on,plot(t,u,'.g');
hold on
title('Choose three(3) points on the edge of the iris');
[dz dw] = ginput(1);
hold on, plot(dz,dw,'.b');
[ez ew] = ginput(1);
hold on, plot(ez,ew,'.b');
[fz fw] = ginput(1);
hold on, plot(fz,fw,'.b');
pause(0.01);
Z = [floor(dz),floor(ez),floor(fz)];
W = [floor(dw),floor(ew),floor(fw)];
d = 1;

h = waitbar(0,'Processing Iris...');
for i=min(Z-150):1:max(Z+150)
```



```

for j = min(W-150):1:max(W+150)
    result_3 = iscirlce_3(Z,W,i,j);
    result_4 = iscirlce_4(P,Q,i,j);
    if result_3 == -1 && result_4 == 1
        index_2(d) = sub2ind(size(im2),i,j);
        d = d+1;
        waitbar(d/(max(W+150)-min(W-150)),h);
    end
end
end
close(h);
[e r] = ind2sub(size(im2),index_2);
hold on,plot(e,r,'.b');
pupil_edge_thres = abs(mean(im2(index_2)-mean(im2(index))))/3;
% disp('Threshold:');
% disp(abs(mean(im2(index_2)-mean(im2(index))))/2);

function result=iscircle(X,Y,x,y)
% ISCIRCLE:% This program checks whether a point (x,y) lies
% inside,outside or on a circle defined by 3 other points.
%
% Syntax:::
% iscirlce(X,Y,x,y)
% where,X=[x1 x2 x3]
%         Y=[y1 y2 y3]
%
% Thus, a circle can be made out of these 3 points--
% (x1,y1),(x2,y2)&(x3,y3).
% Program checks whether point (x,y) lies inside,outside or on the circle.
% ans=0 ==> lie on the circle
% ans=1 ==> lie outside the circle
% ans=-1 ==> lie inside the circle

x1 = X(1); y1 = Y(1);
x2 = X(2); y2 = Y(2);
x3 = X(3); y3 = Y(3);

k = ((x1-x2)*(x2*x2-x3*x3+y2*y2-y3*y3)-(x2-x3)*(x1*x1-x2*x2+y1*y1-
y2*y2))/((2)*((y2-y3)*(x1-x2)-(y1-y2)*(x2-x3)));
h = ((y1-y2)*(y1+y2-2*k))/((2)*(x1-x2))+(x1+x2)/2;
r = sqrt((x3-h)*(x3-h)+(y3-k)*(y3-k))-10;

val = (x-h)*(x-h)+(y-k)*(y-k)-r*r;

result = sign(val);

function result=iscircle_2(X,Y,x,y)
% ISCIRCLE:% This program checks whether a point (x,y) lies
% inside,outside or on a circle defined by 3 other points.
%
% Syntax:::
% iscirlce(X,Y,x,y)

```

```

% where,X=[x1 x2 x3]
%       Y=[y1 y2 y3]
%
% Thus, a circle can be made out of these 3 points--
% (x1,y1),(x2,y2)&(x3,y3).
% Program checks whether point (x,y) lies inside,outside or on the circle.
% ans=0 ==> lie on the circle
% ans=1 ==> lie outside the circle
% ans=-1 ==> lie inside the circle

x1 = X(1); y1 = Y(1);
x2 = X(2); y2 = Y(2);
x3 = X(3); y3 = Y(3);

k = ((x1-x2)*(x2*x2-x3*x3+y2*y2-y3*y3)-(x2-x3)*(x1*x1-x2*x2+y1*y1-
y2*y2))/((2)*((y2-y3)*(x1-x2)-(y1-y2)*(x2-x3)));
h = ((y1-y2)*(y1+y2-2*k))/((2)*(x1-x2))+(x1+x2)/2;
r = sqrt((x3-h)*(x3-h)+(y3-k)*(y3-k))-20;

val = (x-h)*(x-h)+(y-k)*(y-k)-r*r;

result = sign(val);

function result=iscircle_3(X,Y,x,y)
% ISCIRCLE:% This program checks whether a point (x,y) lies
% inside,outside or on a circle defined by 3 other points.
%
% Syntax:::
% iscircle(X,Y,x,y)
% where,X=[x1 x2 x3]
%       Y=[y1 y2 y3]
%
% Thus, a circle can be made out of these 3 points--
% (x1,y1),(x2,y2)&(x3,y3).
% Program checks whether point (x,y) lies inside,outside or on the circle.
% ans=0 ==> lie on the circle
% ans=1 ==> lie outside the circle
% ans=-1 ==> lie inside the circle

x1 = X(1); y1 = Y(1);
x2 = X(2); y2 = Y(2);
x3 = X(3); y3 = Y(3);

k = ((x1-x2)*(x2*x2-x3*x3+y2*y2-y3*y3)-(x2-x3)*(x1*x1-x2*x2+y1*y1-
y2*y2))/((2)*((y2-y3)*(x1-x2)-(y1-y2)*(x2-x3)));
h = ((y1-y2)*(y1+y2-2*k))/((2)*(x1-x2))+(x1+x2)/2;
r = sqrt((x3-h)*(x3-h)+(y3-k)*(y3-k))-70;

val = (x-h)*(x-h)+(y-k)*(y-k)-r*r;

result = sign(val);

```

```

function result=iscircle_4(X,Y,x,y)
% ISCIRCLE:% This program checks whether a point (x,y) lies
% inside,outside or on a circle defined by 3 other points.
%
% Syntax:::
% iscircle(X,Y,x,y)
% where,X=[x1 x2 x3]
%       Y=[y1 y2 y3]
%
% Thus, a circle can be made out of these 3 points--
% (x1,y1), (x2,y2)&(x3,y3).
% Program checks whether point (x,y) lies inside,outside or on the circle.
% ans=0 ==> lie on the circle
% ans=1 ==> lie outside the circle
% ans=-1 ==> lie inside the circle

x1 = X(1); y1 = Y(1);
x2 = X(2); y2 = Y(2);
x3 = X(3); y3 = Y(3);

k = ((x1-x2)*(x2*x2-x3*x3+y2*y2-y3*y3)-(x2-x3)*(x1*x1-x2*x2+y1*y1-
y2*y2))/((2)*((y2-y3)*(x1-x2)-(y1-y2)*(x2-x3)));
h = ((y1-y2)*(y1+y2-2*k))/((2)*(x1-x2))+(x1+x2)/2;
r = sqrt((x3-h)*(x3-h)+(y3-k)*(y3-k))+10;

val = (x-h)*(x-h)+(y-k)*(y-k)-r*r;

result = sign(val);

```

Detecção dos limites pupilares (baseada numa função do algoritmo Starburst)

```
function [area_total dist_horizontal dist_vertical perimetro_total x max_y  
min_y] = pupila(cx,cy,im2,pupil_edge_thresh)  
  
% im = uigetfile({'*.jpg;*.tif;*.png;*.gif','All Image Files';  
%          '*..*','All Files' }, 'Escolha a Imagem');  
% im2=imread(im);  
% image(im2);  
% title('Prima Enter após escolher o centro da pupila');  
% [cx cy] = ginput;  
% pupil_edge_thresh=input('Indique o Threshold: ');  
  
I=rgb2gray(im2);  
N=250;  
minimum_candidate_features= 100;  
dis = 7;  
angle_spread = 100*pi/180;  
loop_count = 0;  
tcx(loop_count+1) = cx;  
tcy(loop_count+1) = cy;  
edge_thresh = pupil_edge_thresh;  
angle_step= 2*pi/N;  
while edge_thresh > 1 && loop_count <= 10,  
    epx = zeros(1);  
    epy = zeros(1);  
    while length(epx) < minimum_candidate_features && edge_thresh > 1  
        [epx, epy, epd] = locate_edge_points(I, cx, cy, dis, angle_step, 0,  
2*pi, edge_thresh);  
        if length(epx) < minimum_candidate_features  
            edge_thresh = edge_thresh - 1;  
        end  
    end  
    % epx=epx(1:count);  
    % epy=epy(1:count);  
    if edge_thresh <= 1  
        break;  
    end  
  
    angle_normal = atan2(cy-epy, cx-epx);  
    for i=1:length(epx)  
        [tepx tepy] = locate_edge_points(I, epx(i), epy(i), dis,  
angle_step*(edge_thresh/epd(i)), angle_normal(i), angle_spread,  
edge_thresh);  
        epx = [epx tepx];  
        epy = [epy tepy];  
    end  
  
    loop_count = loop_count+1;  
    tcx(loop_count+1) = mean(epx);  
    tcy(loop_count+1) = mean(epy);  
    if abs(tcx(loop_count+1)-cx) + abs(tcy(loop_count+1)-cy) < 10,
```

```

        break;
    end
    cx = tcx(loop_count+1);
    cy = tcy(loop_count+1);
end

if loop_count > 10,
    fprintf(1, 'Error! edge points did not converge in %d
iterations.', loop_count);
    return;
end;

if edge_thresh <= 1,
    fprintf(1, 'Error! Adaptive threshold is too low!\n');
    return;
end
matriz=cat(1,epx,epy);
matriz=sortrows(matriz');
x = matriz(:,1);
y = matriz(:,2);
[max_y] = maximo(x',y');
[min_y] = minimo(x',y');
[nx1, ny1] = normalizar(unique(x'), max_y);
[nx2, ny2] = normalizar_negativos(unique(x'), abs(min_y));
% [mx1 my1] = remove_outliers(cat(2,nx1,ny1));
% [mx2 my2] = remove_outliers(cat(2,-nx2,-ny2));
% [area1 perimetro1] = polygeom(mx1,my1);
% [area2 perimetro2] = polygeom(-mx2,-my2);
[area1 perimetro1] = polygeom(nx1,ny1);
[area2 perimetro2] = polygeom(-nx2,-ny2);
area_total = area1 + area2;
dist_horizontal = max(x)-min(x);
dist_vertical = max(y)-min(y);
perimetro_total = perimetro1+perimetro2-2*length(nx1);
% fprintf('Distância Horizontal: %d\nDistância Vertical: %d\nÁrea:
%d\nPerímetro:
%d\n',dist_horizontal,dist_vertical,area_total,perimetro_total);
%figure(1),image(im2),hold
on,plot(unique(x),max_y,'.g'),plot(unique(x),min_y,'.g');

function [epx, epy, dir] = locate_edge_points(I, cx, cy, dis, angle_step,
angle_normal, angle_spread, edge_thresh)

[height width] = size(I);
epx = zeros(1);
epy = zeros(1);
dir = zeros(1);
ep_num = 0; % ep stands for edge point
for angle=(angle_normal-
angle_spread/2+0.0001):angle_step:(angle_normal+angle_spread/2)
    step = 2;
    p1 = [round(cx+dis*cos(angle)) round(cy+dis*sin(angle))];
    if p1(2) > height || p1(2) < 1 || p1(1) > width || p1(1) < 1
        continue;
    end
end

```

```

end
while 1,
    p2 = [round(cx+step*dis*cos(angle)) round(cy+step*dis*sin(angle))];
    if p2(2) > height || p2(2) < 1 || p2(1) > width || p2(1) < 1
        break;
    end
    d = I(p2(2),p2(1)) - I(p1(2),p1(1));
    if (d >= edge_thresh),
        ep_num = ep_num+1;
        ep_x(ep_num) = p1(1);    % edge point x coordinate
        ep_y(ep_num) = p1(2);    % edge point y coordinate
        dir(ep_num) = d;
        break;
    end
    p1 = p2;
    step = step + 1;
end
end

```

Normalização de dados

```
function [nx, ny, H] = normalizar(x, y)
% Input:
% [x y] = coordinates (row vectors)
% Output:
% [nx ny] = normalized coordinates (row vectors)
% H = normalization homography
cx = min(x);
cy = min(y);
% mean_dist = mean(sqrt(x.^2 + y.^2));
dist_scale = 1;
H = [dist_scale      0      -dist_scale*cx;
      0      dist_scale      -dist_scale*cy;
      0      0      1];
nx = H(1,1)*x + H(1,3);
ny = (H(2,2)*y + H(2,3));

function [nx, ny, H] = normalizar_negativos(x, y)
% Input:
% [x y] = coordinates (row vectors)
% Output:
% [nx ny] = normalized coordinates (row vectors)
% H = normalization homography
cx = max(x);
cy = max(y);
% mean_dist = mean(sqrt(x.^2 + y.^2));
dist_scale = 1;
H = [dist_scale      0      -dist_scale*cx;
      0      dist_scale      -dist_scale*cy;
      0      0      1];
nx = H(1,1)*x + H(1,3);
ny = (H(2,2)*y + H(2,3));
```

Máximos e mínimos

```
function [mini] = minimo(epx,epy)
k=1; %(A inicializacao do k tem se relacionar com o primeiro valor do
vector X, se for 1 entao k=1)
[a,b]=size(unique(epx));
mini=max(epy)*ones(1,b);
for i=1:1:length(epx),
    if i~=1 && epX(1,i) > epX(1,i-1),
        k=k+1;
    end
    if k <= b,
        if epy(1,i) < mini(1,k),
            mini(1,k)= epy(1,i);
        end
    end
end
end

function [maxi] = maximo(epx,epy)
k=1; %(A inicializacao do k tem se relacionar com o primeiro valor do
vector X, se for 1 entao k=1)
[a,b]=size(unique(epx));
maxi=zeros(1,b);
for i=1:1:length(epx),
    if i~=1 && epX(1,i) > epX(1,i-1),
        k=k+1;
    end
    if k <= b,
        if epy(1,i) > maxi(1,k),
            maxi(1,k)= epy(1,i);
        end
    end
end
end
```


Área e perímetro

```
function [ area perimetro ] = polygeom( x, y )

% check if inputs are same size
if ~isequal( size(x), size(y) ),
    error( 'X and Y must be the same size' );
end

% number of vertices
[ x ] = shiftdim( x );
[ y ] = shiftdim( y );
[ n, c ] = size( x );

% temporarily shift data to mean of vertices for improved accuracy
xm = mean(x);
ym = mean(y);
x = x - xm*ones(n,1);
y = y - ym*ones(n,1);

% delta x and delta y
dx = x( [ 2:n 1 ] ) - x;
dy = y( [ 2:n 1 ] ) - y;

% summations for CW boundary integrals
A = sum( y.*dx - x.*dy )/2;
P = sum( sqrt( dx.*dx +dy.*dy ) );

% check for CCW versus CW boundary
if A < 0,
    A = -A;
end

% return values
area=A;
perimetro=P;
```

Deteção da pupila para um conjunto de imagens

```
if (isempty(get(handles.threshold_cursor,'string')))  
    warndlg('Please insert Threshold','!! Warning !!');  
else  
  
    pupil_edge_thres=str2double(get(handles.threshold_cursor,'string'));  
  
    area_total = zeros(1,n);  
    dist_horizontal = zeros(1,n);  
    dist_vertical = zeros(1,n);  
    perimeter_total = zeros(1,n);  
    c1=clock;  
    inicial=strread(filename);  
  
    j=0;  
    % h = waitbar(0,'Detecting Pupil...', 'Position', [350,100,270,50]);  
    for i = inicial:1:(n+inicial-1),  
        pause(0.05);  
        % waitbar(j/n,'Position', [350,100,270,50]);  
        str = strcat(int2str(i),'.jpg');  
        eval('im=imread(str);');  
  
        [area_total(i) dist_horizontal(i) dist_vertical(i) perimeter_total(i)  
x max_y min_y] = pupila(cx,cy,im,pupil_edge_thres);  
  
        imshow(str),  
        title('Detecting pupil...');  
        hold on,  
        plot(handles.eye_detector,unique(x),max_y,'.g'),  
        plot(handles.eye_detector,unique(x),min_y,'.g');  
  
        cx = mean(unique(x));  
        cy = mean(max(max_y),min(min_y));  
  
        j=j+1;  
        % if j==n  
        % waitbar(1,h,'Complete', 'Position', [350,100,270,50]);  
        % end  
    end  
    title('Detection Finished');  
    % delete(h);  
  
    c2=clock;  
  
    total_tempo = etime(c2,c1);  
  
    if total_tempo >= 3600,  
        horas = total_tempo/3600;  
        minutos = floor(rem(horas,1)*60);  
        segundos = floor(rem(minutos,1)*60);  
    end  
end
```

```

time=strcat(1,num2str(horas),':',num2str(minutos),':',num2str(segundos));

elseif total_tempo < 3600 && total_tempo >= 60,
    minutos = total_tempo/60;
    segundos = floor(rem(minutos,1)*60);
    time=strcat(1,'00',':',num2str(minutos),':',num2str(segundos));

else
    segundos = floor(total_tempo);
    time=strcat(1,'00',':','00',':',num2str(segundos));
end
plot(handles.axes1,area_total);
plot(handles.axes2,perimeter_total);
plot(handles.axes3,dist_horizontal);
plot(handles.axes4,dist_vertical);

set(handles.area_mean,'string',mean(area_total));
set(handles.perimeter_mean,'string',mean(perimeter_total));
set(handles.h_diameter_mean,'string',mean(dist_horizontal));
set(handles.v_diameter_mean,'string',mean(dist_vertical));
set(handles.area_desvio,'string',std(area_total));
set(handles.perimeter_desvio,'string',std(perimeter_total));
set(handles.h_diameter_desvio,'string',std(dist_horizontal));
set(handles.v_diameter_desvio,'string',std(dist_vertical));
set(handles.etime_detection,'string',time);
end

```

Salvar resultados

```
a=clock;
cd(path_original);
cd(get(handles.id_2,'string'));
cd results;
fid =
fopen(cat(2,get(handles.id_2,'string'),'_',datestr(date),'_',get(handles.ed
it_measurement_button,'string'),'.txt'),'wt');
fprintf(fid,'%d:%d\n%s\n\n',a(1,4),a(1,5),date);
fprintf(fid,'Id: %s\n\n',get(handles.id_2,'string'));
fprintf(fid,'Threshold: %s\n\n',get(handles.threshold_cursor,'string'));
fprintf(fid,'Area\tPerim\tDist_h\tDist_v\tEvents\n');
fprintf(fid,' %7.1f\t%7.1f\t%6.0f\t%6.0f\n',
cat(1,area_total,perimeter_total,dist_horizontal,dist_vertical));
fclose(fid);
cd(path_original);
```

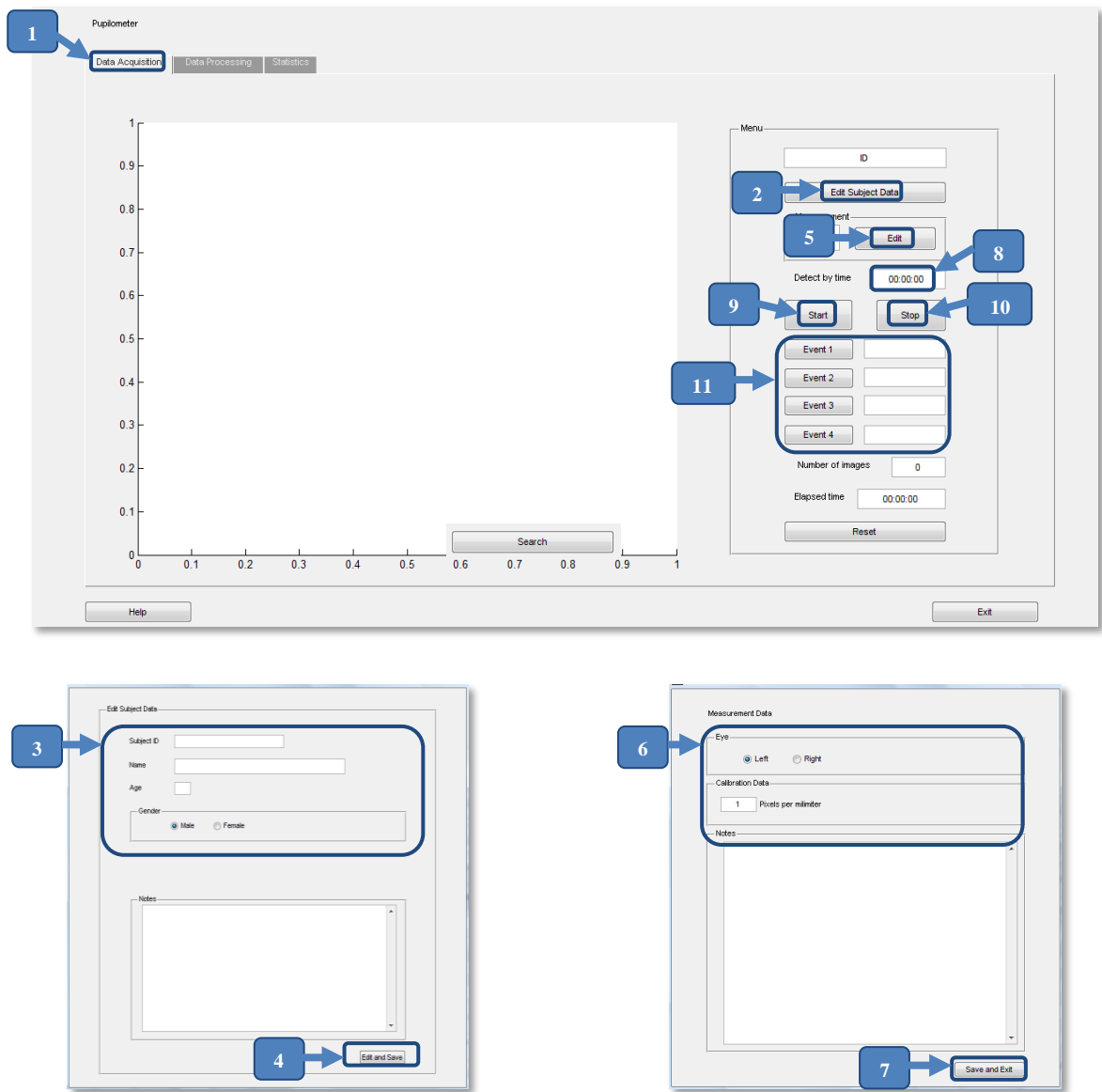
Edit subject data

```
if strcmp(get(handles.id_subject,'string'),'ID') == 1
    formulario;
else
    if isdir(get(handles.id_subject,'string'))== 0
        warndlg('Please insert correct ID or create a new one','!! Warning
!!');
        set(handles.id_subject,'string','ID');
    else
        path_original=cd;
        cd(get(handles.id_subject,'string'));
        formFigureHandle = formulario;
        formData = guidata(formFigureHandle);
        fid=fopen(cat(2,get(handles.id_subject,'string'),'.txt'));
        fgets(fid,12);
        set(formData.subject_id,'String',fgetl(fid));
        fgets(fid,6);
        set(formData.name,'String',fgetl(fid));
        fgets(fid,5);
        set(formData.age,'String',fgetl(fid));
        fgets(fid,8);
        if strcmp(fgetl(fid),'female')==1
            set(formData.female,'value',1);
        else
            set(formData.male,'value',1);
        end
        fgets(fid,7);
        set(formData.notes,'String',fgetl(fid));
        cd(path_original);
    end
end
```

HELP

This file helps the user to familiarize with the pupillometer interface. The interface is explained and two types of workflow are described.

Workflow 1: *Acquire and process data*



Step 1: *Data Acquisition;*

Step 2: *Edit subject data;*

Step 3: Write subject's demographic data correctly (*notes* are optional);

Step 4: Save demographic data.

Step 5: *Edit Measurement Data;*

Step 6: Write eye data and calibration data (*notes* are optional);

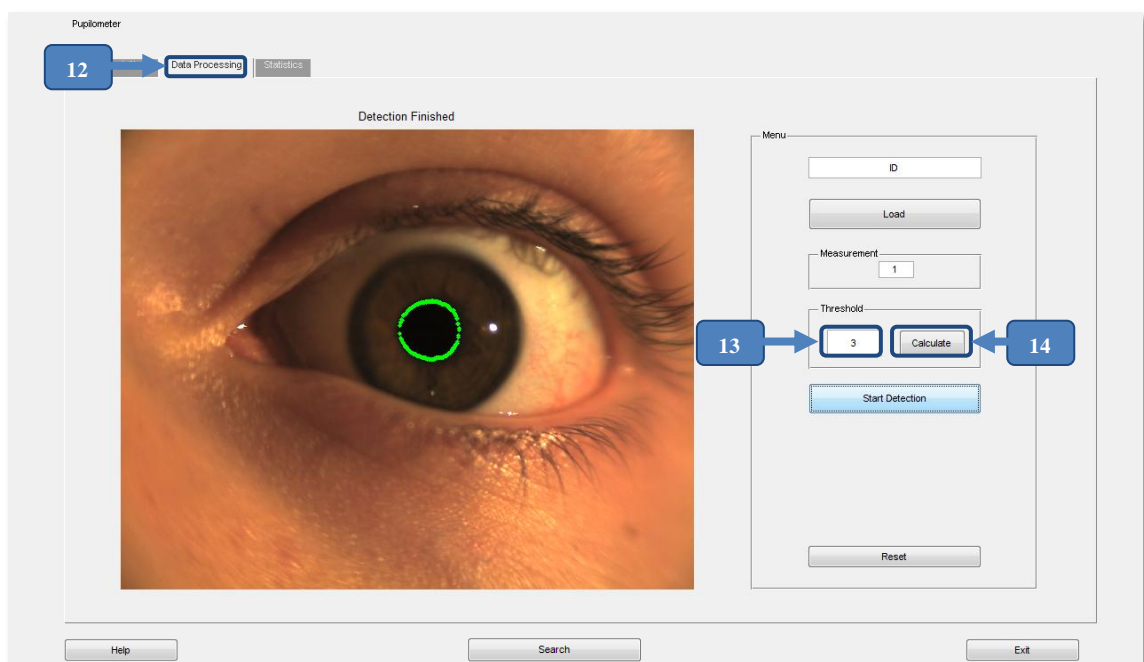
Step 7: Save calibration data;

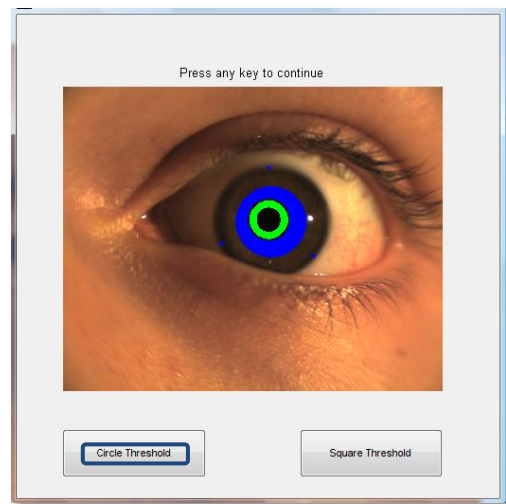
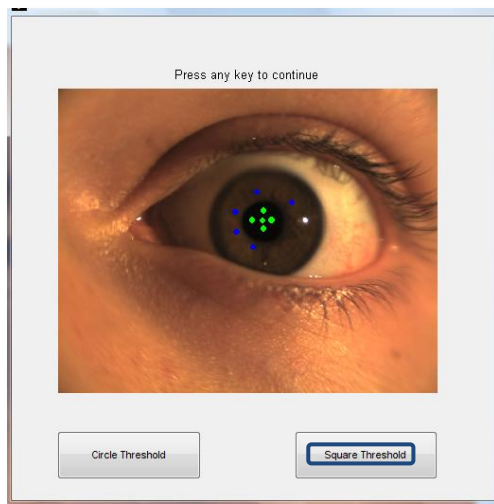
Step 8: Write acquisition time (optional);

Step 9: *Start;*

Step 10: *Stop* (if step 7 not done);

Step 11: Configure events (optional);



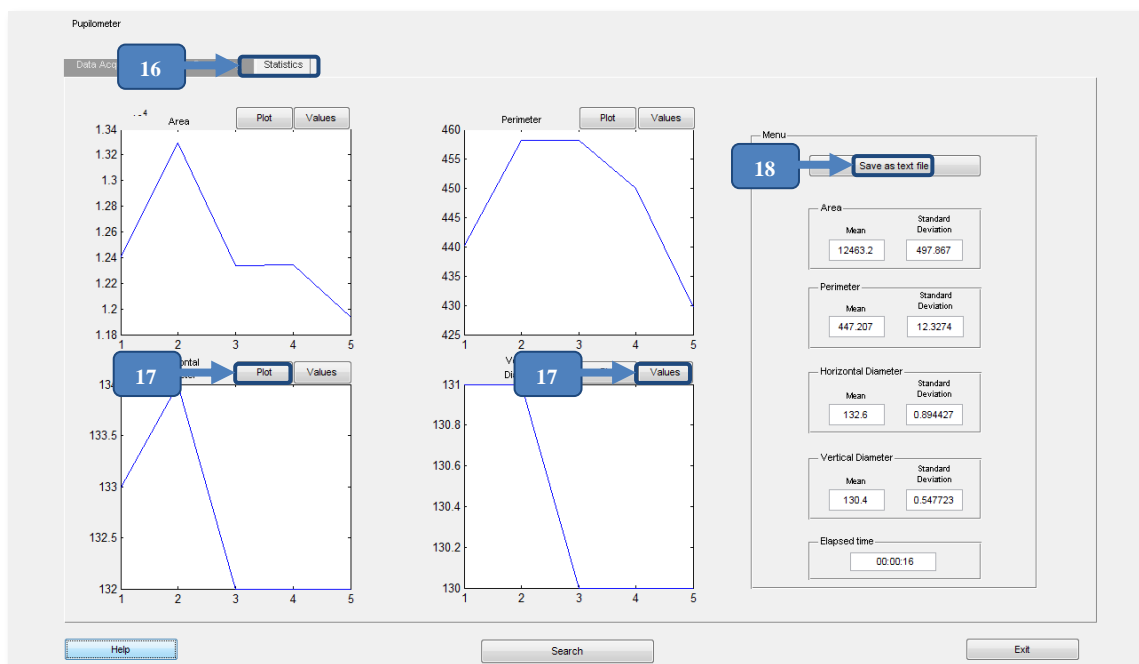


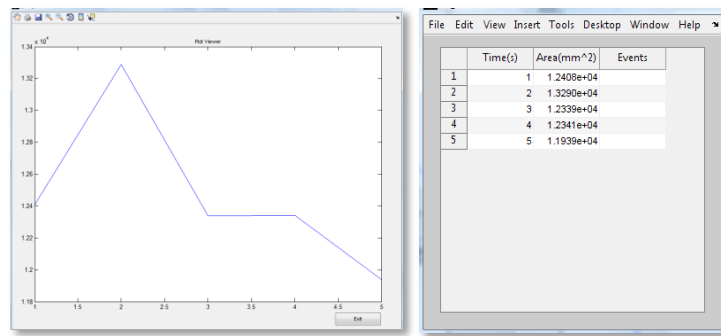
Step 12: *Data Processing;*

Step 13: *Manual Threshold;*

Step 14: *Automatic Threshold (if Step 12 not done);*

Step 15: *Start Detection;*



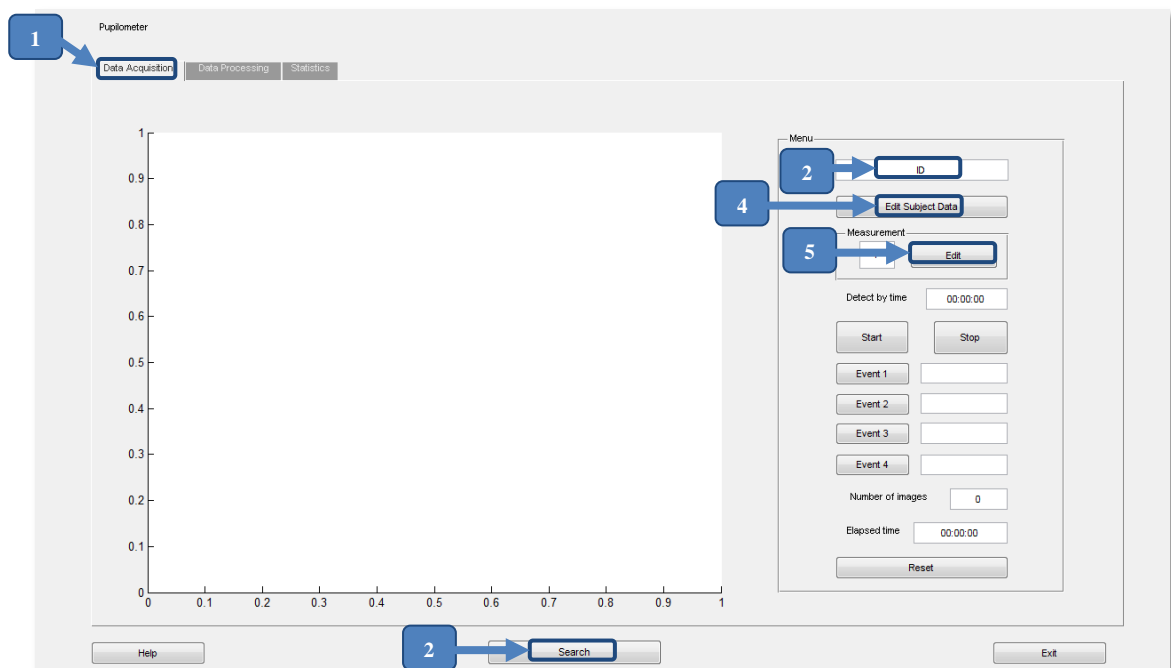


Step 16: *Statistics;*

Step 17: View plots and values;

Step 18: *Save as text file.*

Workflow 2: *Process past data*



The "Edit Subject Data" dialog box contains the following fields and controls:

- Subject ID:
- Name:
- Age:
- Gender: ☒ Male ☐ Female
- Notes:
- Buttons: "Edit and Save"

The "Measurement Data" dialog box contains the following fields and controls:

- Eye: ☒ Left ☐ Right
- Calibration Data: Pixels per millimeter
- Notes:
- Buttons: "Save and Exit"

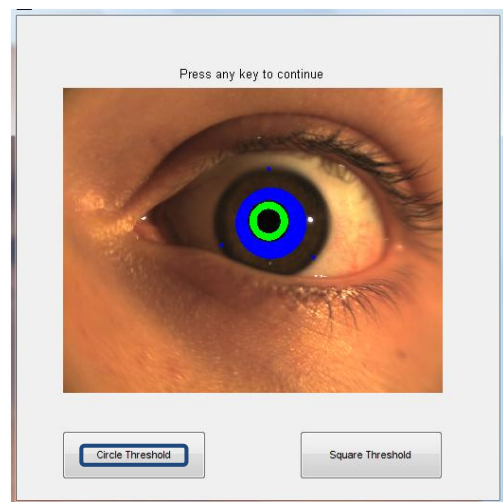
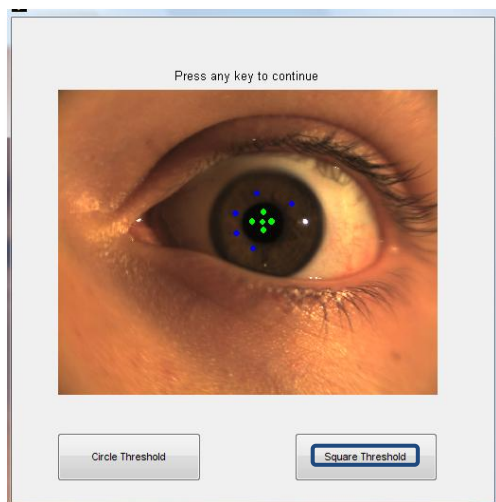
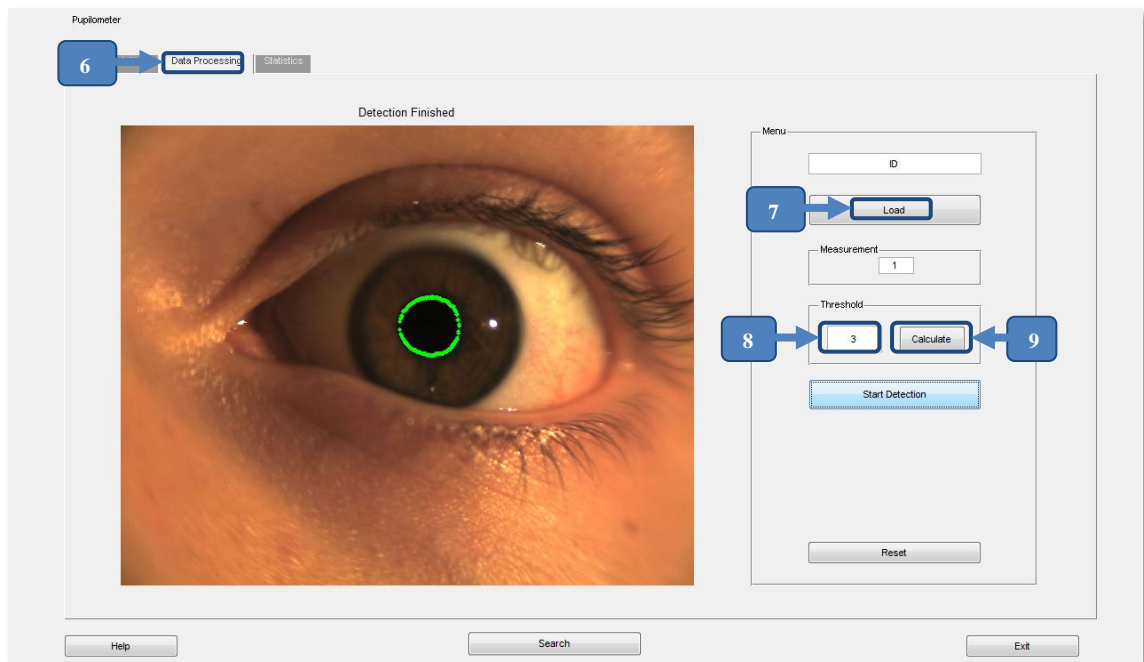
Step 1: *Data Acquisition;*

Step 2: Write subject *ID*;

Step 3: Use search button to find subject *ID*;

Step 4: *Edit subject data* (optional);

Step 5: *Edit measurement data* (optional);

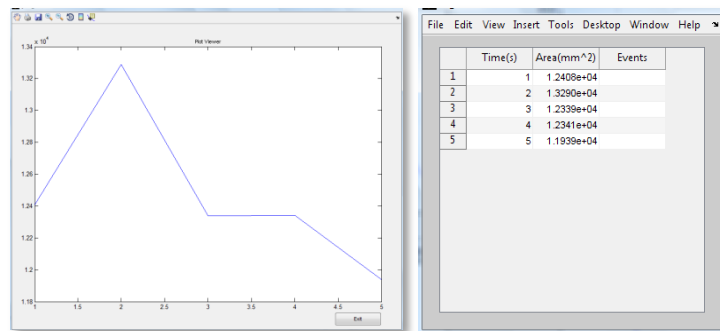
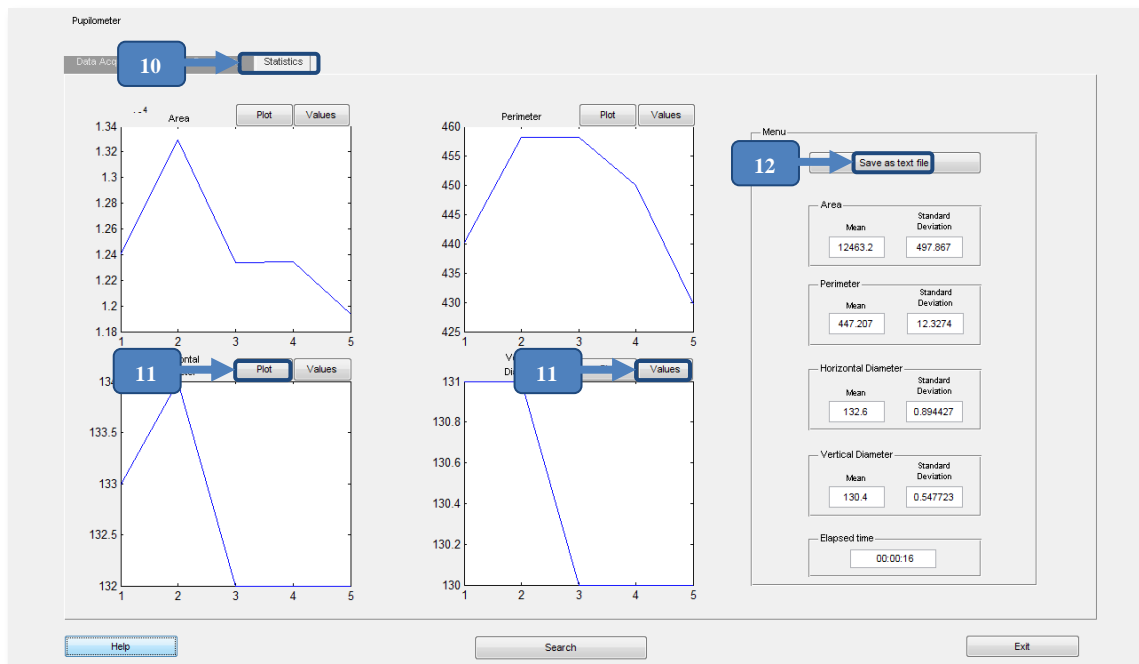


Step 6: *Data Processing*;

Step 7: *Load*;

Step 8: *Manual Threshold*;

Step 9: *Automatic Threshold* (if Step 7 not done);



Step 10: *Statistics;*

Step 11: View plots and values;

Step 12: *Save as text file.*

Apêndice 3 – Ficheiro output do teste 1.

17:34

03-Oct-2008

Id: Teste 1

Threshold: 3

Area	Perim	Dist_h	Dist_v	Events
12220.0	440.5	133	131	
13289.5	458.2	134	131	
12339.0	458.2	132	130	
12341.0	449.9	132	130	
11938.5	429.6	132	130	
12507.0	445.9	133	130	
12556.0	455.6	133	130	
12638.5	448.8	134	131	
13874.0	460.8	135	131	
13764.0	476.5	137	133	
13672.0	470.4	136	132	
13590.0	466.7	136	133	
14150.0	476.0	137	133	
14129.0	476.1	137	134	
13773.5	470.6	136	135	
14290.0	479.7	137	134	
13337.0	471.5	140	138	
14261.0	488.4	141	140	
15390.0	507.6	143	140	
14962.5	487.2	144	142	
15724.0	506.1	145	141	
15129.0	518.5	143	142	
13829.0	472.7	143	142	
15035.0	538.1	144	141	
15403.0	517.6	143	141	
15221.5	490.2	142	140	
15234.0	513.6	143	140	
14317.0	479.4	141	139	
15051.0	507.0	141	139	
14759.0	502.2	139	140	
13271.0	454.0	139	139	
13708.5	475.4	138	137	
13363.5	458.8	138	136	
13924.0	506.6	137	138	
13571.5	465.6	138	137	
13630.0	482.2	138	137	
13522.5	471.7	138	136	
12994.0	454.0	138	136	
14061.0	530.4	139	137	
13079.0	453.3	139	135	
14258.0	481.4	138	135	
12649.0	446.8	137	134	
13725.0	465.5	137	135	
13174.5	453.1	136	132	
13813.0	468.3	137	131	
12342.5	443.2	134	133	
11980.0	430.9	134	131	

13428.0	480.2	135	133
12362.0	452.7	135	132
12587.5	453.2	136	133
14215.0	491.1	138	133
13345.0	457.6	139	134
12564.0	483.6	138	137
12855.5	456.8	138	137
13994.0	487.6	141	139
14779.5	508.6	142	137
13873.0	472.2	140	138
14459.0	489.0	141	137
13250.0	469.4	141	139
12338.0	464.4	141	138
15244.0	499.7	143	140
14632.0	490.6	144	140
15712.5	496.4	146	141
14853.0	487.1	145	141
13686.0	489.5	145	143
16132.0	523.1	149	145
15336.0	514.8	149	146
13070.0	483.3	149	148
14060.0	495.1	150	147
17035.0	561.5	152	149
16070.0	513.3	151	149
17136.0	525.9	152	147
16039.0	515.9	151	148
16333.5	520.4	150	148
16395.5	537.4	152	148
16931.0	526.0	153	150
16868.0	540.0	151	147
12408.0	477.4	148	148
14446.0	494.5	149	147
16908.0	534.4	151	147
15201.0	505.7	149	146
12064.0	468.1	147	145
16344.0	516.2	149	146
16757.0	566.9	151	147
15142.5	522.1	150	147
17096.0	550.0	150	148
16307.0	513.6	151	148
15326.0	511.8	151	149
15562.0	508.7	151	149
13660.0	482.7	151	150
16498.0	540.3	151	150
16275.5	528.6	152	150
16897.0	531.7	153	149
14864.5	512.0	152	151
13540.0	513.7	152	152
15104.5	574.7	154	152
16771.0	546.0	156	153
18681.0	569.5	158	156
16341.5	606.5	158	155
16909.5	569.0	158	156

Apêndice 4 – Ficheiro *output* do teste 2.

17:19					12375.0	485.4	137	137
19-Oct-2008					14167.0	496.0	139	140
					12804.5	479.3	138	135
Id: Teste 2					13971.0	554.8	138	138
					13448.0	544.0	137	156
Threshold: 3.7					13125.5	477.2	136	136
					12803.0	473.2	137	135
Area	Perim	Dist_h	Dist_v	Events	12096.0	469.5	133	136
9286.0	473.5	125	129		10338.0	444.6	132	133
11295.0	547.7	129	154		10690.5	447.6	132	135
11324.0	472.0	126	127		11054.0	533.5	130	149
8844.0	419.3	121	126		11314.5	457.8	128	130
9757.0	440.0	119	123		10908.5	543.5	128	145
8581.5	415.5	118	118		11293.0	467.9	129	130
8560.0	388.5	120	123		12924.0	512.6	131	137
9380.0	424.5	123	123		11590.0	470.0	128	133
10179.0	536.2	122	153		10253.0	433.5	124	126
8593.0	454.2	121	143		9577.5	447.7	122	125
11445.0	444.0	127	130		11202.0	471.2	123	125
12060.0	470.8	131	135		10151.5	452.2	124	130
11205.0	467.4	130	132		11235.0	458.4	125	126
11046.0	456.3	131	134		11144.0	479.9	128	135
11179.0	510.8	132	135		10704.0	498.1	126	132
12244.0	464.9	133	134		10977.0	452.4	121	122
11416.0	478.4	131	145		10160.0	453.2	120	125
12346.5	474.6	130	130		10529.0	469.4	121	123
10324.0	467.1	129	131		10410.0	464.2	123	128
11958.0	482.0	133	134		10406.5	444.0	124	125
10266.0	457.9	132	131		10744.5	541.5	126	146
11848.0	456.0	132	133		10368.0	522.0	124	148
11934.0	472.1	133	134		11204.0	455.2	127	134
11902.0	457.5	133	134		11140.5	467.8	126	128
11129.0	759.9	133	174		9834.0	606.3	121	144
10714.0	463.5	132	135		10488.0	436.9	119	122
10321.5	464.6	132	136		9737.5	515.7	118	139
11812.5	530.1	132	147		9861.5	518.1	118	139
13020.0	505.8	134	141		9434.5	525.8	116	138
13888.0	499.3	135	140		8175.0	421.2	115	124
14423.0	504.1	137	139		9365.5	436.5	118	122
13325.5	520.0	139	139		9133.0	498.2	121	147
13449.5	485.9	138	140		10793.0	547.5	122	144
12057.0	519.4	137	140		7950.0	391.1	115	123
13545.5	520.3	137	138		9406.5	479.4	114	139
13181.5	483.4	137	137		8740.5	401.4	114	112
13276.5	480.4	138	139		8235.0	391.6	113	111
13817.5	508.7	140	143		9289.5	455.9	116	122
12273.5	454.4	138	141		9558.0	506.4	121	142
14331.5	511.8	140	143		10265.0	473.1	125	129
12587.5	470.2	136	136		10725.0	512.4	125	144

Apêndice 5 – Ficheiro output do teste 3.

18:02

19-Oct-2008

Id: Teste 3

Threshold: 3

Area	Perim	Dist_h	Dist_v	Events
16643.0	566.6	157	161	
16196.0	536.9	157	164	
18724.0	594.2	159	161	
20585.0	612.2	160	165	
19359.0	574.9	163	168	
21410.0	625.7	163	168	
19611.5	597.1	162	164	
20592.5	630.4	163	162	
19148.5	570.7	160	162	
17273.5	561.4	158	161	
19654.5	584.4	158	163	
20279.0	608.9	160	163	
17824.0	555.4	159	168	
17343.0	586.0	159	164	
18422.0	556.8	159	163	
20651.5	602.5	162	166	
20352.0	594.0	162	165	
19751.0	563.7	161	165	
17547.0	560.8	161	164	
20207.0	595.8	163	165	
17377.0	583.9	163	169	
19705.5	569.7	164	168	
20165.0	603.1	163	167	
19306.0	572.3	163	166	
18097.0	571.3	162	165	
20376.0	588.5	162	165	
17963.0	547.7	159	164	
19224.0	555.1	161	165	
20395.0	608.4	163	165	
19726.5	572.0	162	165	
20589.5	588.2	164	164	
18188.0	578.3	164	166	
18944.0	571.0	165	167	
18780.0	566.6	163	165	
20303.5	578.7	164	164	
19575.0	579.6	164	165	
19123.0	574.8	163	165	
19644.5	581.8	164	164	
20652.0	582.2	165	166	
18644.0	571.9	163	166	
15461.0	524.0	161	164	
18373.5	584.4	162	166	
19460.0	584.2	165	164	
19782.0	575.2	165	163	

18482.0	580.1	163	164
20154.0	609.6	163	164
16911.5	557.9	162	164
19508.0	595.7	163	165
16733.0	548.9	161	164
20275.0	596.8	162	165
19017.5	570.4	162	165
19082.0	581.0	163	167
19016.5	569.7	164	167
20588.5	581.8	166	167
19458.0	594.7	167	169
20463.0	625.0	168	181
22158.0	616.9	171	171
22045.5	615.9	170	168
20162.0	575.9	167	169
18193.5	554.7	166	167
21937.0	607.2	169	168
21610.0	576.8	167	167
19302.0	598.5	167	166
21653.0	633.1	167	177
21210.0	639.1	167	176
18438.0	644.6	165	177
17710.0	576.9	163	166
20120.0	608.3	161	159
17939.0	605.9	157	160
17066.0	524.4	156	157
18417.5	586.0	154	156
19126.0	659.6	157	160
18210.0	578.8	157	160
17723.0	536.6	157	159
17141.0	580.7	155	159
17297.0	546.2	155	156
17629.5	600.8	154	156
17916.0	565.4	153	154
15218.0	535.1	151	154
15718.0	632.7	150	164
16450.0	541.7	149	151
13684.0	498.8	148	151
16054.0	550.4	149	152
17125.0	541.5	151	151
17480.0	563.1	150	152
15556.5	531.7	150	155
15591.5	563.9	150	164
16097.5	521.6	150	156
15835.5	543.5	148	154
17282.5	561.3	148	153
16963.0	530.2	149	152
16960.0	533.4	149	152
15236.0	526.2	149	153
14938.0	512.9	149	152
14602.0	519.5	148	152
15796.5	516.4	146	150
16961.0	531.8	147	149
15662.5	501.0	148	153

Apêndice 6 – Ficheiro output do teste 4.

16:56

19-Oct-2008

Id: Teste 4

Threshold: 4

Area	Perim	Dist_h	Dist_v	Events
19190.0	697.4	162	160	
16809.5	746.6	160	163	
18758.0	870.0	163	162	
19749.0	804.9	165	163	
18687.0	766.0	164	166	
20484.5	700.7	168	173	
20447.0	691.6	169	170	
17680.0	708.6	164	165	
19112.5	841.1	164	163	
19234.5	710.6	165	164	
19460.5	667.3	164	163	
19287.0	717.2	164	163	
17783.5	708.7	156	159	
17919.0	646.8	156	155	
16897.5	624.8	152	154	
16950.0	653.7	155	154	
17486.0	652.4	155	157	
17682.0	678.9	157	154	
18860.0	731.2	161	158	
19275.5	765.6	164	164	
20693.0	757.8	168	164	
20484.0	1007.1	168	167	
20543.0	756.5	167	167	
20252.0	679.8	169	167	
20402.0	661.1	170	165	
20633.0	694.0	167	167	
19490.0	654.3	165	166	
18084.0	695.7	162	168	
18750.0	660.8	158	159	
18978.0	711.4	161	160	
18975.5	708.4	162	163	
19736.0	674.9	163	160	
18309.5	640.1	158	160	
18287.0	743.3	157	158	
17877.0	653.3	157	159	
18746.0	874.1	159	160	
19692.0	693.2	167	160	
19202.0	668.1	164	161	
19243.0	676.6	161	159	
17489.0	686.8	158	159	
19605.0	718.8	163	163	
18838.0	680.0	164	171	
20405.0	660.1	167	170	
18759.5	723.8	168	175	

19080.5	656.6	168	167
19118.0	705.9	169	167
19644.0	772.7	165	168
19703.0	697.6	166	161
19001.5	651.5	162	160
18360.0	706.2	164	164
18288.0	626.6	165	161
19720.0	676.2	166	162
18443.0	670.9	159	167
19458.0	618.6	162	159
19079.5	715.6	162	168
19129.0	652.3	165	162
19045.0	703.2	165	163
20636.0	663.8	165	165
20607.0	642.7	168	166
20182.0	692.7	164	164
17635.0	635.6	163	164
20093.0	740.4	165	162
18280.0	607.8	162	162
19838.0	666.9	163	162
19908.0	687.1	163	164
17787.0	727.9	163	161
18331.0	765.9	163	168
18593.0	593.5	164	162
19441.5	772.3	166	169
18879.5	671.3	166	169
20360.5	680.9	172	169
20494.5	744.0	172	172
21863.0	682.2	173	173
22479.0	688.5	175	174
23141.0	756.6	177	177
20708.0	706.1	178	176
21855.0	747.9	183	178
24172.5	883.8	185	181
23094.5	700.5	184	179
22619.0	763.9	178	174
18328.0	705.4	172	171
20847.0	682.3	167	163
17861.0	600.1	155	153
15616.5	679.8	150	153
15692.0	605.8	150	156
17034.0	622.6	152	153
18119.0	623.1	159	158
18255.0	661.8	161	160
17600.0	663.2	161	157
19300.0	673.1	164	161
19024.0	928.3	162	164
18359.0	690.9	159	156
17564.0	593.7	153	151
17294.0	706.0	153	156
18246.0	643.0	159	155
17127.0	644.5	157	158
18346.0	729.0	157	160
17945.5	634.0	158	156

Apêndice 7 – Ficheiro *output* do teste 5.

17:46

19-Oct-2008

Id: Teste 5

Threshold: 4

Area	Perim	Dist_h	Dist_v	Events
16766.0	531.8	154	150	
16260.0	506.6	154	151	
15099.0	507.0	153	152	
14943.0	517.6	153	152	
15485.0	567.7	153	151	
17092.0	586.5	155	152	
18210.0	546.8	157	152	
16806.5	507.8	156	152	
17106.0	515.7	157	153	
16614.0	529.0	157	153	
17080.0	520.6	157	154	
16571.5	520.7	156	160	
16289.0	502.2	154	150	
14566.0	477.2	153	151	
16869.0	518.7	154	152	
16553.0	501.3	153	150	
15855.5	499.2	152	151	
14434.0	484.5	151	152	
16285.5	593.8	150	145	
13607.0	457.7	147	144	
14490.5	481.1	148	144	
15568.5	495.6	150	147	
15494.5	556.1	152	149	
16676.0	521.2	153	151	
14834.5	483.7	154	152	
16349.5	507.3	154	150	
15546.0	502.9	152	148	
15748.0	493.4	151	147	
14486.0	496.8	150	148	
17195.0	505.3	151	148	
16393.0	514.0	153	150	
16251.5	509.5	154	150	
17661.5	524.7	158	155	
18400.5	576.0	163	156	
16258.0	500.4	157	157	
18380.0	532.8	157	155	
15296.0	550.9	155	156	
15846.5	509.8	154	154	
17106.0	521.6	156	155	
17422.0	587.5	157	156	
15634.5	499.2	156	156	
17695.0	534.0	157	157	
16705.0	522.0	156	159	
18333.0	543.5	157	157	

18102.0	543.4	157	155
17283.0	510.8	157	158
18659.5	574.2	158	158
16748.0	516.6	157	158
17571.0	548.8	157	157
17806.0	522.6	157	158
17158.5	514.2	156	156
17429.0	510.6	156	155
16411.0	518.8	154	155
16943.0	516.0	155	156
15490.0	500.2	155	156
18074.0	544.0	157	157
17619.0	547.6	156	157
17019.0	522.3	153	152
16117.0	527.2	155	155
15044.0	588.3	153	150
12432.0	595.8	151	145
15765.5	651.4	152	144
15849.5	781.0	152	147
15285.0	686.8	152	152
14160.0	571.3	151	146
15905.0	576.7	149	148
17554.5	576.7	154	150
14624.5	471.9	152	151
17589.0	518.5	153	151
15777.0	495.1	149	148
13691.5	571.8	149	144
14394.5	563.3	148	142
14390.5	635.2	152	139
13649.0	593.7	148	140
14308.0	595.4	150	143
15345.5	554.1	150	145
15353.0	497.3	149	146
15049.0	485.7	150	150
14171.0	477.9	150	149
14088.0	481.1	149	148
15934.0	496.6	149	144
15041.0	497.4	149	148
16598.0	537.4	150	148
15830.0	553.0	150	148
16512.0	521.9	152	150
16553.0	505.8	153	152
16204.5	505.3	154	153
17893.0	527.0	154	152
14502.0	473.3	151	150
16516.0	512.8	151	150
15724.5	500.0	152	151
16727.5	506.8	152	151
15477.0	487.6	151	150
17293.0	520.5	152	150
16156.0	503.5	151	151
15542.0	490.6	151	149
15479.0	491.0	151	151
15115.5	498.0	150	144

Apêndice 8 – Ficheiro *output* do teste 6.

15:48

21-Oct-2008

Id: Teste 6

Threshold: 3

<i>Area</i>	<i>Perim</i>	<i>Dist_h</i>	<i>Dist_v</i>	<i>Events</i>
13668.0	491.7	137	143	
13026.5	490.1	140	145	
16168.5	535.7	144	151	
15087.0	528.1	145	155	
15663.0	583.2	144	153	
15751.0	530.7	143	148	
14029.0	517.9	139	144	
14169.0	507.2	139	145	
14323.0	506.9	141	145	
14479.0	510.2	141	148	
14191.0	513.3	141	148	
15418.5	505.9	144	147	
15808.5	508.4	142	150	
15238.0	540.3	141	148	
16896.5	572.2	148	152	
16040.5	530.1	148	153	
15782.5	554.4	150	158	
16797.0	569.4	149	157	
17145.5	587.2	150	156	
15009.0	570.1	149	155	
16027.0	565.2	149	155	
15175.0	582.9	149	156	
17849.0	571.0	151	158	
15908.5	563.7	152	160	
16651.0	588.3	153	159	
17630.0	622.9	152	157	
17062.0	628.0	152	160	
18005.0	605.1	155	161	
17405.0	683.7	158	163	
18660.0	681.5	159	164	
19043.0	605.3	157	162	
15799.0	591.6	151	157	
18140.5	568.5	152	159	
18471.0	595.8	153	160	
17392.0	649.4	155	164	
17608.0	578.5	159	169	
21045.0	768.9	164	172	
19986.0	783.2	165	173	
22241.0	679.1	169	176	
21570.0	831.4	172	175	
20504.0	712.2	167	174	

20098.0	783.7	168	175
19463.5	691.7	166	174
19152.5	698.6	164	172
19614.0	729.6	163	173
21972.0	644.7	166	175
21546.5	765.8	166	172
21730.5	719.1	166	172
20121.0	672.0	163	172
21091.0	727.2	164	172
19963.5	611.9	162	171
17319.5	620.8	160	168
16291.0	590.2	155	166
16475.0	590.6	156	164
19461.0	687.6	158	165
20220.5	670.3	160	166
19519.5	668.0	160	168
17888.0	582.9	159	168
18994.0	625.5	157	167
20421.0	659.9	161	167
17654.0	617.2	156	162
16623.5	572.9	150	155
14587.0	524.0	143	147
15037.0	546.6	143	147
15037.0	546.6	143	147
13890.0	489.1	141	145
14927.0	566.4	144	148
14067.0	492.5	141	145
14277.0	500.7	140	144
14096.0	493.6	139	141
14332.5	522.8	140	143
14779.0	508.4	141	146
14642.0	537.9	141	145
13105.0	498.9	138	143
14268.0	501.6	139	142
14106.5	487.7	136	140
12869.5	488.9	134	140
10796.5	429.6	130	135
13029.0	473.4	133	137
11975.0	483.0	134	140
12794.5	463.5	138	143
14545.5	539.0	142	146
15457.0	495.1	142	148
15446.0	554.5	143	146
14573.0	500.3	141	143
15867.0	551.9	141	146
14262.5	593.7	140	146
12219.0	473.6	137	144
13997.0	496.8	135	140
12579.0	508.0	132	136
12388.5	499.9	132	136
11788.0	494.1	133	138

Apêndice 9 – Ficheiro *output* do teste 7.

16:56

23-Oct-2008

Id: Teste 7

Threshold: 2.3

<i>Area</i>	<i>Perim</i>	<i>Dist_h</i>	<i>Dist_v</i>	<i>Events</i>
33637.5	1065.5	207	232	
34260.5	1956.9	204	280	
33786.0	2677.1	206	286	
28322.5	1965.0	204	227	
28574.5	875.0	202	221	
33530.0	1095.8	206	225	
29390.0	1954.6	204	275	
30132.0	963.3	206	216	
31786.5	1160.6	206	222	
31562.0	926.6	207	215	
30455.0	879.1	205	220	
31346.0	952.3	203	213	
30387.0	923.1	205	215	
32965.0	1009.0	205	219	
34133.0	865.6	209	217	
31546.0	932.8	207	223	
31114.5	1020.1	208	218	
27910.0	984.5	205	224	
31040.0	938.7	206	223	
31893.0	1001.4	206	218	
33200.0	1060.6	207	215	
31171.0	892.0	206	215	
34130.5	966.3	208	218	
32009.5	907.8	208	220	
32530.5	967.5	210	217	
30682.5	924.5	208	219	
34566.0	1074.2	211	233	
32494.0	988.0	211	219	
35388.0	1061.1	211	227	
35300.0	944.8	211	227	
35265.5	1018.1	212	226	
31847.5	1029.7	210	228	
32658.5	1027.9	210	226	
34933.0	1097.6	211	222	
32001.0	1128.5	210	224	
33894.5	923.9	210	218	
34529.0	1271.7	211	291	
32387.0	955.4	209	225	
32725.5	1005.9	208	228	
32295.0	1318.2	209	296	
33861.5	886.0	208	222	

32643.0	1359.1	209	292
35097.5	1010.0	210	226
34332.5	1088.0	210	238
31856.5	1133.3	212	292
35458.0	1027.5	213	225
33324.0	1205.5	221	299
32034.0	902.0	212	224
34769.0	934.6	214	229
32597.0	1021.4	213	228
35216.0	1312.1	214	292
33162.0	1159.2	212	227
36298.0	1019.1	218	226
34144.5	1041.0	216	229
35530.0	1096.4	214	230
32922.0	970.4	213	227
32679.0	1102.4	215	232
30148.0	1099.6	213	229
32203.0	1272.9	213	235
29475.0	1358.9	215	233
33238.0	1051.5	216	232
35118.0	1154.9	217	232
36965.0	1336.9	216	240
32913.0	1107.6	216	229
35980.0	1275.8	213	228
35815.0	1242.7	215	232
34515.0	1103.2	215	232
34385.0	1179.0	215	231
35983.5	1257.1	216	232
29558.0	1439.2	213	293
32670.0	1184.1	215	231
35726.0	1045.5	212	227
33969.0	1083.6	212	230
30426.0	1340.5	213	243
32750.0	1258.4	214	233
33782.0	1072.5	214	232
33196.0	1065.4	214	238
33469.0	1115.7	215	237
33083.0	1444.2	213	288
34574.0	1329.3	213	287
36219.0	1136.4	218	234
34743.0	1105.1	216	233
29034.0	1302.4	214	232
35126.5	1321.5	214	239
35070.0	1228.8	214	293
35290.0	1101.3	213	229
34090.0	1500.3	213	291
35018.0	1179.2	216	231
34749.5	1599.3	214	236
32195.0	1200.4	213	234
35466.5	1532.1	212	291
31865.0	1379.0	214	289

Apêndice 10 – Ficheiro *output* do teste 8.

16:13

23-Oct-2008

Id: Teste 8

Threshold: 3.2

<i>Area</i>	<i>Perim</i>	<i>Dist_h</i>	<i>Dist_v</i>	<i>Events</i>
10282.0	438.1	131	132	
12780.0	519.5	133	132	
12602.0	636.6	133	130	
12586.5	644.3	132	132	
11361.0	500.2	133	135	
11910.0	518.9	135	136	
13217.0	564.1	135	133	
12967.0	644.3	135	134	
11311.5	597.6	134	136	
12451.0	571.7	135	133	
11645.0	610.2	134	132	
11933.5	513.7	134	132	
12207.0	609.2	133	129	
12540.0	482.7	133	132	
12869.0	500.0	133	131	
13161.0	620.7	135	133	
10842.0	538.1	133	133	
13108.0	492.9	134	132	
10674.0	456.8	129	128	
11736.0	541.4	129	126	
11307.5	682.2	132	129	
12094.5	545.8	132	125	
12041.0	514.2	131	127	
10680.0	548.9	128	127	
10557.5	447.2	128	125	
10390.5	447.6	128	126	
11127.0	521.9	127	123	
11776.5	523.0	130	127	
10318.0	474.2	129	127	
11567.0	500.3	129	126	
11107.0	564.9	129	123	
10260.5	546.3	126	126	
10903.0	484.0	130	124	
11766.0	574.8	128	126	
10038.0	521.4	127	126	
11741.0	465.7	128	125	
12046.0	496.7	129	126	
11706.0	513.9	129	125	
11785.0	453.3	127	126	
10328.5	454.1	126	124	
12092.0	468.1	129	125	

10356.0	450.0	129	126
9996.0	448.3	129	127
10758.5	501.5	128	129
11309.0	550.3	131	129
11241.5	619.5	132	130
12827.5	562.7	134	131
12208.0	485.1	131	131
11060.0	511.2	130	128
11949.0	506.2	129	129
11220.5	500.9	128	127
11882.5	475.4	128	126
9950.0	445.9	125	124
10029.0	517.7	125	126
12001.5	495.6	129	127
10441.0	470.5	127	128
12057.5	519.7	130	127
8480.0	635.9	126	126
9857.5	519.4	130	126
11458.0	465.8	129	128
10303.0	485.6	126	124
9468.0	451.6	123	120
10405.0	458.4	122	119
10277.5	512.6	122	118
10764.0	501.1	125	118
7785.0	483.9	120	119
9967.5	435.7	122	117
10458.5	493.8	124	118
8971.0	557.0	120	115
7578.0	444.4	119	115
10501.0	498.0	122	116
10666.0	513.7	122	118
10110.0	481.6	123	120
10633.0	481.9	123	120
10549.0	519.8	124	120
10305.0	570.2	125	120
10870.0	587.9	125	122
9550.0	577.0	126	123
10338.5	498.3	126	123
10930.0	501.1	127	121
10195.0	604.6	124	118
9048.0	486.2	121	115
10137.0	476.1	124	116
8552.0	492.5	121	117
10533.0	491.6	126	119
10304.5	624.2	128	120
11696.0	643.9	129	122
9591.5	869.3	128	121
10160.0	743.5	131	119
11109.0	762.1	133	120
10986.0	840.3	133	121

Apêndice 11 – Ficheiro *output* do teste 9.

16:36

23-Oct-2008

Id: Teste 9

Threshold: 2.3

<i>Area</i>	<i>Perim</i>	<i>Dist_h</i>	<i>Dist_v</i>	<i>Events</i>
24718.0	1068.6	195	247	
29579.0	1635.1	197	244	
27764.0	1980.9	197	262	
27746.0	1153.6	201	213	
30140.5	1153.6	202	230	
28848.5	1333.2	201	264	
30767.5	1107.6	199	265	
28598.0	965.2	203	211	
26626.0	1098.9	197	262	
32779.5	4166.6	202	267	
30873.5	1346.6	201	261	
29675.0	1661.2	197	248	
28565.5	952.4	206	212	
27970.0	1212.3	196	263	
30847.0	1444.6	202	264	
30412.0	1109.6	197	259	
25878.0	1214.7	195	258	
29741.0	1484.5	197	262	
29777.0	917.7	197	211	
30430.5	1359.9	197	258	
29015.0	1450.3	197	259	
31207.0	1822.5	201	253	
30607.5	1717.3	200	248	
30563.0	2091.4	197	243	
27713.0	1719.7	195	241	
31144.5	1898.0	200	246	
27492.0	1925.9	195	248	
31526.5	2337.0	204	252	
27713.0	1946.8	203	243	
27424.5	1507.8	196	251	
29001.0	1646.6	196	257	
30066.0	1089.8	199	252	
31907.0	3707.8	195	256	
29543.0	1910.1	197	253	
27240.0	1390.6	202	207	
27461.5	1306.9	202	209	
28761.0	2536.9	197	254	
29478.0	1053.9	202	216	
28486.0	927.6	197	210	
28244.0	1242.3	198	256	
29333.5	1018.7	196	247	
30442.0	1872.3	203	259	
27365.0	1617.5	197	239	
32964.0	4168.5	202	263	
31184.0	1816.5	197	261	

29698.5	1210.1	202	259
30085.0	1459.5	195	261
30613.5	1486.6	203	258
27951.0	1334.8	202	249
27638.5	1239.6	202	250
27638.5	1239.6	202	250
25775.0	1666.9	194	235
31763.0	2908.2	204	257
27790.0	1035.0	197	206
29309.0	1269.1	202	254
28551.5	2012.8	202	262
29344.0	1906.1	197	257
33074.0	3126.9	197	262
29105.0	1294.6	201	249
27718.0	1746.6	199	261
30702.0	1273.4	196	258
30025.0	1207.4	203	206
29283.0	1125.5	195	245
28097.0	2880.2	196	258
29109.5	1410.9	196	248
29137.0	1937.1	197	255
30032.5	2109.7	194	255
29484.0	1731.7	195	251
28901.5	1732.9	190	246
29431.0	2503.1	188	250
29836.0	2491.9	193	248
24141.0	1829.5	188	250
30005.0	2770.3	197	248
32407.0	3906.1	205	249
29636.5	3488.4	196	249
34249.5	4904.3	211	242
33895.0	4524.7	204	243
30061.0	2839.3	194	247
35412.0	4343.8	210	249
28860.0	1919.2	190	251
30053.0	2854.6	196	250
26510.5	1110.4	195	248
25133.0	1756.3	189	252
26319.5	3733.5	190	248
28013.0	1969.8	191	254
27113.0	2153.2	189	253
28757.5	2213.8	190	253
25426.0	2036.3	189	250
27926.0	1532.7	190	253
27706.0	1263.4	192	256
29237.0	3733.3	200	243
27136.0	2320.8	189	252
29114.5	2391.3	190	257
29466.0	3300.1	199	255
26766.5	2578.2	193	254
27941.5	2835.1	192	255
27948.0	2480.0	201	257
28759.0	2307.9	192	255
30048.0	3273.4	197	255
28212.0	3112.2	192	254

Apêndice 12 – Ficheiro output do teste 10.

18:19

23-Oct-2008

Id: Teste 10

Threshold: 2.8

Area	Perim	Dist_h	Dist_v	Events
40639.0	2619.1	241	264	
39062.5	3782.0	242	289	
40384.5	3876.1	239	286	
36050.0	7963.5	236	287	
40772.5	5319.3	241	288	
38613.0	3583.1	238	287	
32407.5	9328.1	240	285	
40028.0	3630.2	241	286	
38593.5	3901.2	235	287	
35199.0	8371.3	261	289	
41582.0	4259.4	240	286	
39483.0	3997.6	238	289	
39536.0	4531.5	237	291	
40595.0	4635.3	238	290	
43737.5	5908.1	240	290	
41222.0	5500.6	241	289	
39510.0	6909.9	234	290	
39063.0	7582.2	235	285	
36384.5	3938.3	239	291	
40449.0	4042.4	238	288	
37735.0	7480.7	241	293	
37238.0	3762.9	234	292	
39192.0	8886.8	235	288	
40848.0	5600.7	244	292	
39379.0	3882.3	237	292	
39224.0	4641.0	245	286	
40267.0	4206.0	239	290	
31489.5	4576.3	238	291	
40921.5	4129.5	240	293	
37930.0	3856.4	240	291	
34510.5	4044.7	234	289	
38815.0	7730.5	243	290	
42589.5	7426.6	242	290	
38325.0	2985.2	234	277	
38141.5	10525.8	242	288	
39036.0	3968.0	244	291	
37656.0	3683.4	242	292	
39569.5	3209.1	242	266	
38165.5	2861.3	236	292	
39996.5	3697.8	243	294	
36590.0	4217.3	239	293	
38115.0	4743.1	235	281	
37390.5	8822.9	263	293	
36215.0	7221.9	238	290	
37558.0	3485.9	241	287	
36097.0	6567.9	234	291	

41672.0	5232.8	240	289
38989.5	5277.0	244	294
39821.5	4039.6	240	290
36944.0	5383.2	237	291
39896.0	4100.5	241	287
40353.0	3928.6	238	293
38814.5	5726.1	242	289
36988.5	3868.2	242	290
38049.0	4190.8	243	294
40428.0	3754.2	243	289
39573.0	4126.5	241	284
40431.0	3466.3	236	289
30436.0	9748.4	233	289
38248.0	3595.4	243	276
38675.5	5103.8	244	290
39981.0	3696.1	242	289
39709.0	3253.3	241	291
37298.0	3068.8	233	283
38907.5	2207.6	240	252
36040.5	4842.5	242	272
40066.0	5220.1	243	288
35048.0	5594.7	238	287
33529.0	9053.1	239	288
35429.0	4192.5	241	281
35805.5	2583.3	242	264
34340.5	2455.8	239	274
35182.5	2909.3	237	279
37891.5	2899.2	242	286
37846.0	4227.3	241	290
39147.0	4395.5	241	290
33760.5	3211.3	250	255
37255.0	4567.4	243	282
35006.0	3075.0	243	280
37288.0	3700.3	241	274
35638.5	7439.8	241	284
34832.0	2267.7	240	279
35564.0	6542.8	237	287
35672.5	3438.3	241	275
34403.5	3892.0	243	291
38773.5	2094.2	242	293
38157.5	2913.9	240	285
36494.0	3750.3	239	291
38117.5	2671.4	235	271
37939.5	3483.3	239	288
38130.0	2091.7	245	232
37992.0	2748.6	245	289
37116.0	2656.8	238	254
35791.5	3334.7	239	283
38226.0	3226.4	240	271
36003.5	2466.8	230	262
37646.0	3295.8	236	295
37817.0	2978.4	245	275
37849.5	3198.2	248	266
35037.0	2579.3	265	24

Anexos

Anexo 1 - Tabela que relaciona as propriedades da luz com os estímulos da pupila.

[Obtido em: KAUFMAN, Paul and Albert Alm, Adler's PHYSIOLOGY OF THE EYE. Clinical Application. Tenth Edition. St. Louis: Mosby, 2003]

EFFECT OF PROPERTIES OF LIGHT STIMULI ON THE PUPILLARY LIGHT REFLEX	
STIMULUS PROPERTY	EFFECT ON PUPILLARY LIGHT REFLEX
Light intensity	Amplitude of contraction increases linearly over at least a 3 log unit range of stimulus intensity (stimulus under photopic conditions). The entire stimulus-response function resembles an S-shaped curve. Latency time, the time from stimulus onset to the start of pupil contraction (200-450 msec), becomes more prolonged with dimmer light stimuli (in the range of 20-40 msec further delay/log unit decrement of light intensity).
State of light adaptation	In the dark-adapted state, the threshold light intensity needed to produce a pupil contraction becomes less as rods are brought into play. However, rods in the dark-adapted state do not produce as much increase in pupil contraction in response to increases in stimulus intensity, compared with cones in the mesopic and photopic states.
Duration	When stimulus duration is shorter than 70 msec, there is a reciprocal relationship between the duration and intensity, which is required to produce a given pupil contraction amplitude. With longer-duration stimuli, the pupil contracts more, there is a shorter latency time (up to a point), and the pupillary contraction is more sustained; however, pupil escape (relative dilation) may occur as a result of light adaptation.
Area	The pupillary light reflex shows much greater area summation properties than visual perception (for visual threshold of perception, summation is minimal with stimuli greater than 1 degree). With full-field Ganzfeld stimuli, the pupil threshold can be equal to visual threshold (or even smaller); with stimuli smaller than 1-2 degrees, visual threshold is usually more sensitive (by 0.5-1.0 log units).
Perimetric location	Under dark adaptation, the fovea shows a decreased sensitivity compared with surrounding retinal areas because of the lack of rods here. In mesopic and photopic adaptation, the pupil responds greatest in the central field; the temporal field response is usually greater than the nasal field response.
Spectral sensitivity	The wavelength sensitivity of the pupillary light reflex follows that of visual perception with a blue shift under dark adaptation and a peak sensitivity at green under photopic conditions.
Temporal frequency	The normal pupil cannot move much faster than 4 Hz because of the relatively slow contraction of smooth muscle. Animals with striated iris muscle (pigeons) can easily follow a 10-Hz stimulus. At frequencies from 9-25 Hz, the steady-state pupil diameter increases, indicating loss of sensitivity in neuronal integration of light within this frequency range.
Spatial frequency	When the change in average luminance across a stimulus patch is kept constant, the pupil undergoes small contractions when a sinusoidal grating is presented or when the grating bars are alternated between dark and light. The mechanism is thought to be independent of a luminance response. The greater the spatial frequency, the less the pupil contracts to the stimulus and this has been correlated with visual acuity.
Motion	Recent evidence suggests that the pupil may respond to a motion stimulus even under isoluminant conditions.

Anexo 2 - Doenças mais comuns que causam defeitos na pupila.

[Obtido em: KAUFMAN, Paul and Albert Alm, Adler's PHYSIOLOGY OF THE EYE. Clinical Application. Tenth Edition. St. Louis: Mosby, 2003]

COMMON DISEASES PRODUCING RELATIVE AFFERENT PUPILLARY DEFECTS (RAPD) AND EXPECTED MAGNITUDE OF DEFECT

CONDITION	SITE	LOG UNIT RAPD	INFLUENCING FACTORS
Intraocular hemorrhage	Anterior chamber or vitreous (dense)	0.6-1.2	Density of hemorrhage
Intraocular hemorrhage	Anterior chamber (diffuse)	0.0-0.3	Density of hemorrhage
Intraocular hemorrhage	Preretinal (central vein occlusion or diabetic)	0.0	Preretinal location does not significantly reduce light
Diffusing media opacity	Cataract or corneal scar	0.0-0.3 (in opposite eye)	Dispersion of light producing increase in light input
Unilateral functional visual field loss	None	0	
Central serous retinopathy (CSR) or cystoid macular edema (CME)	Retina (fovea)	0.3 log units	Area of retina involved
Central or branch retinal vein occlusion (CRVO, BRVO)	Inner retina	0.3-0.6 (nonischemic) 0.9 (ischemic)	Area of visual field defect and degree of ischemia
Central or branch retinal artery occlusion (CRAO, BRAO)	Inner retina	0.3-3.0	Area and location of retina involved
Retinal detachment	Outer retina	0.3-2.1	Area and location of detached retina (e.g., 0.6 log units for macula + 0.3 log units for each quadrant)
Anterior ischemic optic neuropathy	Optic nerve head	0.6-2.7	Extent and location of visual field defect
Optic neuritis (acute)	Optic nerve	0.6-3.0	Extent and location of visual field defect
Optic neuritis (recovered)	Optic nerve	0.0-0.6	No visual field defect, residual RAPD
Glaucoma	Optic nerve	Usually none, if symmetric damage to both eyes	Degree of visual field asymmetry between the two eyes correlates with the log unit RAPD
Compressive optic neuropathy	Optic nerve	0.3-3.0 field defect	Extent and location of visual field defect
Chiasmal compression	Optic chiasm	0.0-1.2	Asymmetry of visual field loss, unilateral central field involvement
Optic tract lesion	Optic tract	0.3-1.2 (in the eye with temporal field loss)	Incongruity of homonymous field defect, hemifield pupillomotor input asymmetry
Postgeniculate damage	Visual radiations Visual cortex	0.0	Stimulus light area (no RAPD but definite pupil perimetry defects)
Midbrain tectal damage	Olivary pretectal area of pupil light input region of midbrain	0.3-1.0	Similar to optic tract lesions, but no visual field defect

Anexo 3 - Causas comuns de anisocória.

[Obtido em: KAUFMAN, Paul and Albert Alm, Adler's PHYSIOLOGY OF THE EYE. Clinical Application. Tenth Edition. St. Louis: Mosby, 2003]

COMMON CAUSES OF ANISOCORIA AND ASSOCIATED FEATURES

CONDITION	CAUSE	ANISOCORIA	LIGHT RESPONSE	NEAR RESPONSE	SLIT LAMP	PHARMACOLOGIC TESTING
Acute Adie's pupil	Denervation of parasympathetic postganglionic nerves to pupillary sphincter (segmental)	Anisocoria increases in bright light	Segmental loss of light reaction in some sphincter areas around the circumference	Same areas where light response is lost also show loss of near constriction	Remaining innervated sphincter areas pupillary with light and pull down uninvolved segments	Supersensitivity to 0.1% pilocarpine Check response of both pupils in darkness after 30 minutes As segments become reinnervated, cholinergic supersensitivity is lost
Chronic Adie's pupil (greater than 8 wk after event)	Reinnervation of denervated sphincter segments by postganglionic accommodative nerves	May be no anisocoria in room light or affected pupil may be the smaller	Poor response to light; poor dilation in darkness as a result of tonically contracted segments that have reinnervation	Light-near dissociation is present with good near effort from the patient	Similar appearance as in the acute stage, but reinnervated segments show diffuse contraction to near	Small tonic pupil dilates normally to anticholinergics
Pharmacologic mydriasis (anticholinergic)	Scopolamine patch, eyedrops, plants (Jimson weed)	Anisocoria increases in bright light	Loss of response to light; residual small reaction may occur with submaximal exposure or after sufficient time has elapsed	Same degree of loss of near response as loss of light response; near point of accommodation is more remote	Amy residual light response of the sphincter is diffuse and not segmental	Subsensitivity to pilocarpine of all concentrations compared with the opposite unaffected eye (observed in dim light or darkness)
Pharmacologic mydriasis (adrenergic)	Low concentration of adrenergics found in over-the-counter eyedrops for red eyes, cocaine, Neo-Synephrine	Anisocoria increases in bright light, but not as much as in anticholinergic mydriasis	Diminished response to light, but dilator muscle can be overcome by strong sphincter constriction to bright light	Same diminished response as light reaction Near point of accommodation is unaffected and is normal	Besides diminished reaction, the pupil movement looks normal and is not segmental	Reversal of anisocoria with adrenergic blockade (diprydamole or tyroxamine) May be overcome with pilocarpine
Damage to iris sphincter	Ischemia, angle-closure glaucoma, herpes zoster iritis, trauma, after anterior segment surgery	Anisocoria increases in bright light	Loss of response to light, some sphincter segments may be more affected than others	Usually affected to the same degree as the light reflex; may have normal accommodative amplitude	Transillumination defects may be present	Lack of response to 1% pilocarpine in damaged areas of the iris sphincter
Iron or copper mydriasis	Intraocular foreign body	Anisocoria increases in bright light	Loss of response to light, not usually segmental	Usually affected to the same degree as the light reflex	Usually heterochromia is present, with the iris being darker	May show cholinergic supersensitivity
Third nerve palsy	Trauma, compression, rarely ischemia	Anisocoria increases in bright light	Loss of response to light, not usually segmental unless aberrant regeneration is present	Usually affected to the same degree as the light reflex; accommodative amplitude is decreased	Usually symmetric weakness along the circumference of the sphincter to light reaction	May show cholinergic supersensitivity
Mechanically scarred iris	Trauma, iritis	Anisocoria increases in bright light	Loss of response to light when viewed without slit lamp	Usually affected to the same degree as the light reflex; accommodative amplitude is normal	Small movement of the scarred down iris can usually be observed; synechiae can often be seen after dilation	Lack of response to 1% pilocarpine
Physiologic anisocoria	Asymmetric inhibition at the Edinger-Westphal nucleus	Anisocoria decreases in bright light	Normal; normal dilation in response to darkness and auditory stimulation	Normal; anisocoria lessens with a good near response	Normal	Normal response to topical agents; cocaine lessens the anisocoria
Oculosympathetic defect (Horner syndrome)	Sympathetic nerve palsy; ptosis is usually present of the upper and lower lid; anhidrosis may be present	Anisocoria decreases in bright light	Normal; slow dilation in response to darkness and auditory stimulation	Normal; anisocoria lessens with a good near response	Normal; heterochromia is common if palsy occurred early in life	Cocaine increases the anisocoria; supersensitivity is usually demonstrated to adrenergic agents
Congenital pseudo-Horner syndrome	Unknown; anisocoria is often present in old photographs from infancy	Anisocoria decreases in bright light	Appears normal, but the smaller pupil does not dilate well to darkness or auditory stimulation	Normal; anisocoria lessens with a good near response	Normal	May give a false-positive cocaine test; when direct-acting agents or anticholinergic drops are used, the pupil still fails to dilate as well as the fellow eye



Le175

1.3 Megapixel Network Camera



Outline

See the difference megapixel resolution makes!

Lumenera's Le175 series of megapixel cameras are designed for general and high-end security applications.

Streaming full 1280x1024 resolution at 30 fps, these cameras deliver outstanding picture quality and performance. Adjustable JPEG and MJPEG compressed still-images or live streaming video, are provided across a standard 10/100BaseT network interface.

Lumenera has simplified IP camera installation with a straightforward plug-and-play process. Intuitive user interface viewed with most browsers provides standard camera control.

The I/O connector provides an interface to an external alarm sensor or control of peripheral equipment such as; IR lighting, DC iris and PTZ. Alarm notification provides the date, time and camera IP address.

Programmable day/night settings automatically switch to enhanced low-light mode. Optional – True day/night module provides automatic sliding IR cut filter. When integrated with NIR illuminators, provides outstanding nighttime performance.

The user defined motion detection parameters across multiple zones provide more accurate triggering of alarms, while programmable privacy zones ensure compatibility with all regulations.

On-board memory buffers supply still images that precede and follow alarm events. Transfer of images via email, FTP, RTP or HTTP.

Model Le175 is very compact, contained in an all-metal housing and can be mounted stand-alone or by means of standard environmental enclosures. Call with your enclosure requirements today.

Product Features

- Easy installation and set-up
- 960 lines of resolution, color or monochrome, progressive scan, 1.3 megapixel sensor
- 30 fps at full 1280x1024 (SXGA) resolution
90 fps at 640x480 (VGA) resolution
- Feature rich camera functions:
 - Auto White Balance & Auto Exposure
 - Day/Night Mode
 - Configurable Compression Ratio
 - Multiple motion detection zones
- I/O control of alarms, DC iris, PTZ, lighting or other peripherals
- Optional true day/night functionality
- Image transfer via HTTP, FTP, RTP, or Email
- Camera Control via HTTP, XML-RPC, Telnet or Microsoft COM
- Security / Password Protection
- FCC Class B, CE Certified
- CS lens mount provided standard, C-mount adapter available
- Compatible with most Operating Systems (Windows™ 98 SE, Windows ME, Windows 2K, Windows NT and Windows XP, as well as Linux and Mac)
- Full 1 year warranty

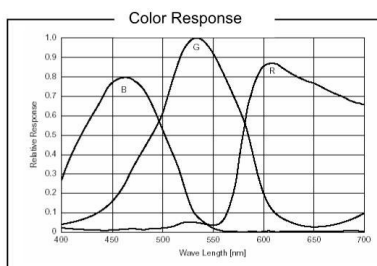
Lumenera Corporation • 7 Capella Court, Ottawa, ON, Canada K2E 8A7 • (t) 1.613.736.4077 • (f) 1.613.736.4071 • www.lumenera.com

©2005 Lumenera Corporation, all rights reserved.
Design, features, and specifications are subject to change without notice.
December 2005

Specifications

Le175

Image Sensor	1/2" format, color or mono, 7.7mm x 6.1mm array
Effective Pixels	1280 x 1024, 6.0µm square pixels
Frame Rate	30 fps at 1280x1024, 90 fps at 640x480
Dynamic Range	55dB
Sensitivity	0.5 lux at F 1.0
Auto Exposure	Automatic / Manual
White Balance	Automatic / Manual
Dimensions (W x H x D)	1.9" x 2.25" x 5.0" (not including lens)
Mass	~300g
Power Requirement	9-24V AC or DC
Power Consumption	<4 Watts
Operating Temperature	-10° C to +50° C (environmental enclosure will provide extended temperatures with fan / heater)
Operating Humidity	5%-95%, Non-condensing
Interface Connector	RJ45 twisted pair cable, 10/100baseT Ethernet
Lens Mount	Adjustable CS-Mount (lens not included)
Image Buffer	48 MB (up to 480 full res images)

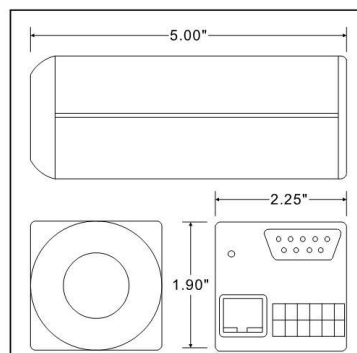


Recommended PC Specifications

O/S: Windows 2000 (SP 3), or XP (SP 1)
 CPU: 2.8GHz or above Pentium computer
 (required for full frame rate preview)

 600Mhz or above Pentium compatible
 computer (for basic functionality)

 Network: 100 Mbps Ethernet LAN
 Browser: Internet Explorer v6.0



Ordering Information

Le175C	– 1.3 Megapixel Color Camera
Le175M	– 1.3 Megapixel Monochrome Camera
Le175C-DN	– 1.3 Megapixel Color Camera with optional Day/Night module
Le175M-DN	– 1.3 Megapixel Mono Camera with optional Day/Night module

Lumenera Corporation • 7 Capella Court, Ottawa, ON, Canada K2E 8A7 • (t) 1.613.736.4077 • (f) 1.613.736.4071 • www.lumenera.com

©2005 Lumenera Corporation, all rights reserved.
 Design, features, and specifications are subject to change without notice.
 December 2005

HF35HA-1B

Home | Company

HF35HA-1B
F1.6/35mm Normal Lens, 2/3" C Mount,
Art-Nr. 48007



Main Features

For Colour and Black & White Cameras	With Locking Knob for Iris and Focus
High Resolution and Contrast	High Standard of Optical and Mechanical Quality
C Mount	For Use in Industrial and Security Sectors

Specifications

Lens type	fixed focal length
Application range	industrial, security
Focal length	35 mm
Nominal format size	2/3"
Aspherical technology	no
Aperture range (F)	F1,6-22
Mount	C
Flange focal length	17.526mm
Iris control	manual
Back focal distance	15.03mm (in air)
MOD (Minimum object distance)	0,25 m
Exit pupil position	-26.6mm (from image plane)
Filter screw size	M25.5x0.5mm
Horizontal angle of view	14,3°

HF35HA-1B

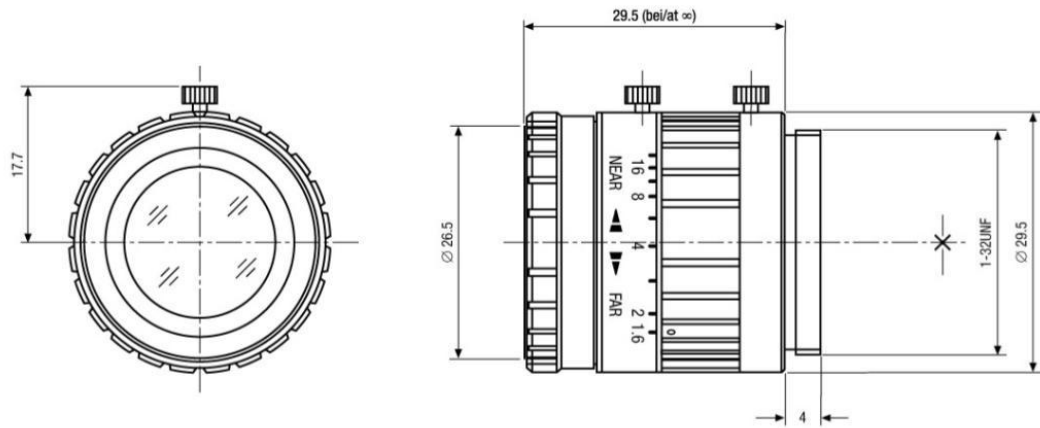
(Continuation Spezifikationen)

Vertical angle of view at nominal format size	10.8°
Distortion	0.03%
Screw-in depth	4.0mm
Dimensions (LxD)	33.5x29.5mm
Weight	45g

HF35HA-1B

Home | Company

Technical drawing



Maße/Dimensions: mm

■ 1380 x 1040 ■ 31 FPS ■ GigE Vision

■ CM-140 GE / CB-140 GE
Progressive Scan



- Member of C3 Compact series, covering VGA to UXGA resolution
- 1380 (h) x 1040 (v) 4.65 μm square pixels
- 1/2" progressive scan - Monochrome and Bayer mosaic color versions
- 31 frames/second with full resolution in continuous operation
- 30 frames/second with external trigger and full resolution
- Increased frame rate with vertical binning (CM-140 GE) and partial scan
- Exposure time from 31 μs to 2 sec. using Pulse Width trigger mode
- Programmable exposure from 61.2 μs to 32.2 ms
- Sequencer trigger mode for on-the-fly change of gain, exposure and ROI
- LVAL-synchronous/-asynchronous operation (auto-detect)
- Auto iris lens video output allows a wider range of light
- GigE Vision interface with 10 or 8-bit output
- Programmable GPIO with opto-isolated inputs and outputs
- Comprehensive software tools and SDK for Windows XP/Vista



See the possibilities

www.jai.com

Specifications for CM-140 GE / CB-140 GE

Specifications	CM-140 GE / CB-140 GE
Sensor	1/2" progressive scan
Pixel Clock	65 MHz
Frame rate full frame	31.08 frames/second (1052 lines per frame)
Active area	6.4 (h) x 4.8 (v) mm
Cell size	4.65 x 4.65 pixels
Active pixels	1380 x 1040
Color (CB-140 GE)	Raw Bayer output, host-based interpolation
Read-out modes	<p>Full 1380 (h) x 1040 (v) 31.08 fps</p> <p>1/2 partial scan 1380 (h) x 520(v) 46.57 fps</p> <p>1/4 partial scan 1380 (h) x 260 (v) 61.92 fps</p> <p>1/8 partial scan 1380 (h) x 130 (v) 73.97 fps</p> <p>2/3 partial scan 1380 (h) x 694 (v) 39.97 fps</p> <p>Vertical binning 1380 (h) x 520 (v) 48.86 fps*</p> <p>Region-of-interest (ROI) User definable. Memory read-out</p> <p>*NOTE: CM-140 GE only</p>
Sensitivity (CM-140 GE)	0.3 Lux (On sensor, max. gain, shutter off, 50% video)
Sensitivity (CB-140 GE)	1.6 Lux (On sensor, max. gain, shutter off, 50% video)
S/N ratio	>50dB (odB gain)
Video output	GigE Vision, 8-bit or 10-bit
Auto-iris lens video output	0.7 Vp-p, enabled by internal switch
Gain	Manual, -3 to +12 dB
Synchronization	External hardware trigger via GPIO Software trigger via GigE Vision
GPIO Module	<p>Input/output switch Configurable 14-in/9-out switch (LUT)</p> <p>Clock generator (one) 12-bit counter based on 25MHz clock or Pixel Clock</p> <p>Pulse generators (four) 20-bit counters programmable for length, start point, stop point, repeat</p>
Hardware trigger modes	Continuous, Pre-Select, Pulse Width, Sequence (Gain, Shutter, ROI) Reset-continuous trigger, Delay Readout
Electronic shutter	<p>Pre-set shutter 1/31 to 1/10,000 in 10 steps</p> <p>Programmable exposure 2L (61.2µs) to 1052L (32.2ms) in 1L steps</p> <p>Exposure Time (Abs) µsec - user definable. Same range as PE</p> <p>Pulse Width 31µs to 2 sec.</p>
Control interface	Register based, GigE Vision/GenICam compliant
Functions controlled via GigE Vision interface	Shutter, Gain, Black level, Trigger mode, Readout mode, GPIO setup, ROI (GenICam mandatory functions)
GigE Vision streaming control	Packet size (4428 to 4040 bytes), Delayed (frame) Readout, Inter-packet delay
Indicators on rear panel	Power / Hardware trigger, GigE link, GigE activity
Operating Temperature	-5°C to +45°C
Humidity (operation)	20 - 90% non-condensing
Storage temp./humidity	-25°C to +60°C / 20 to 90%
Vibration	10G (20Hz to 200 Hz XYZ)
Shock	70G
Regulations	CE (EN 61000-6-2, EN-61000-6-3), FCC part 15 class B, RoHS/WECE
Power	12V DC +/-10%, 3.5W
Lens mount	C-mount
Dimensions (H x W x L)	29 x 44 x 75 mm
Weight	125 g

Connector pin-out

DC In / GPIO



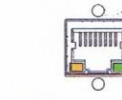
HIROSE HR10A-10R-12PB-01

Connector Pin-out

- Pin 1 GND
 2 +12 V DC input
 3 Opto in 2(+)/GND
 4 Opto in 2(-)/Auto iris lens
 5 Opto in 1(+)
 6 Opto in 1(-)
 7 Opto out 1(+)
 8 Opto out 1(-)
 9 Opto out 2(+)
 10 Opto out 2(-)
 11 +12V DC input
 12 GND

* Pins 3 and 4 can be configured by internal switch selection

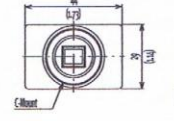
GigE Vision interface Accepts RJ-45 with thumbscrews



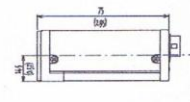
- Pin 1 TRD-(+1) 5 TRD-(2)
 2 TRD-(+2) 6 TRD-(1)
 3 TRD-(+3) 7 TRD-(3)
 4 TRD-(+4) 8 TRD-(4)

Dimensions

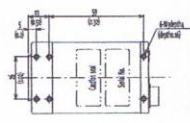
Front view



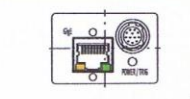
Side view



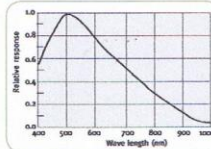
Bottom view



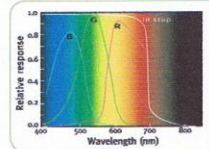
Rear view



Spectral Response CM-140 GE



Spectral Response CB-140 GE



Ordering Information

CM-140 GE 1/2" Monochrome Progressive Scan Camera
 CB-140 GE 1/2" Bayer Mosaic Color Progressive Scan Camera

C3 Camera Suite Unlimited Digital Switchability

Europe, Middle East & Africa
 Phone +45 4457 8888
 Fax +45 4491 8880

Asia Pacific
 Phone +81 45 440 0154
 Fax +81 45 440 0166

Americas
 Phone (Toll-Free) 1 800 445 5444
 Phone +1 408 383 0300

Visit our web site on www.jai.com



See the possibilities

Copyright © 2007 JAI Corporation. All rights reserved. JAI Corporation is not responsible for any reproduction of this document without prior written permission. JAI is not responsible for any reproduction of this document without prior written permission.

Anexo 7 - Especificações da Câmara CCD que está previsto ser utilizada como upgrade.

Fabricante	JAI	Modelo	CM-140GE	Total de pixels	1435.200
Resolução (pixéis)	1380(h) 1040(v)	Tamanho do sensor (polegadas)	1/2	Cor	Preto e branco
FPS (frames por segundo)	31	Tipo de sensor	CCD	Sensor	Sony ICX2005
Tamanho do pixel (µm)	4.65(h) 4.65(v)	A/D Bits	10	Velocidade do obturador (µs)	32(min)/32767(max)
Interface	GigE	Voltagem (VDC)	12 V	Potência (W)	3
Montagem da lente	C	Tipo de obturador	Global	Peso (gramas)	120
Razão sinal/ruído (dB)	50+	Disparador externo	Sim	Dimensões	66Lx44Wx29H

SONY

ICX205AL

Diagonal 8mm (Type 1/2) Progressive Scan CCD Image Sensor with Square Pixel for B/W Cameras

Description

The ICX205AL is a diagonal 8mm (Type 1/2) interline CCD solid-state image sensor with a square pixel array and 1.45M effective pixels. Progressive scan allows all pixels' signals to be output independently within approximately 1/7.5 second. Also, the adoption of high frame rate readout mode supports 30 frames per second. This chip features an electronic shutter with variable charge-storage time which makes it possible to realize full-frame still image without a mechanical shutter. High sensitivity and low dark current are achieved through the adoption of HAD (Hole-Accumulation Diode) sensors.

This chip is suitable for applications such as

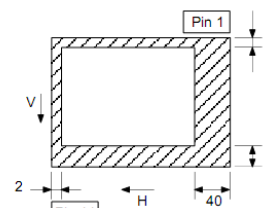
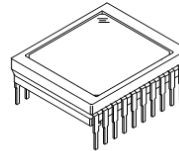
Features

- Progressive scan allows individual readout of the image signals from all pixels.
- High horizontal and vertical resolution (both approx. 1024TV-lines) still image without a mechanical shutter.
- Supports high frame rate readout mode (effective 256 lines output, 30 frame/s)
- Square pixel
- Horizontal drive frequency: 14.318MHz
- No voltage adjustments (reset gate and substrate bias are not adjusted.)
- High resolution, high sensitivity, low dark current
- Low smear, excellent antiblooming characteristics
- Continuous variable-speed shutter

Device Structure

- Interline CCD image sensor
- Image size: Diagonal 8mm (Type 1/2)
- Total number of pixels: 1434 (H) × 1050 (V) approx. 1.50M pixels
- Number of effective pixels: 1392 (H) × 1040 (V) approx. 1.45M pixels
- Number of active pixels: 1360 (H) × 1024 (V) approx. 1.40M pixels (7.959mm diagonal)
- Chip size: 7.60mm (H) × 6.20mm (V)
- Unit cell size: 4.65μm (H) × 4.65μm (V)
- Optical black: Horizontal (H) direction: Front 2 pixels, rear 40 pixels
Vertical (V) direction: Front 8 pixels, rear 2 pixels
- Number of dummy bits: Horizontal 20
Vertical 3
- Substrate material: Silicon

20 pin DIP (Cer-DIP)



Optical black position
(Top View)

Sony reserves the right to change products and specifications without prior notice. This information does not convey any license by any implication or otherwise under any patents or other right. Application circuits shown, if any, are typical examples illustrating the operation of the devices. Sony cannot assume responsibility for any problems arising out of the use of these circuits.

► CCS Shower Light - LDR2 / SQR Series



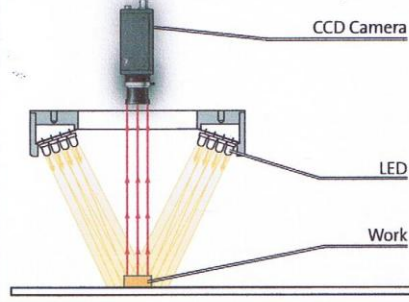
ILLUMINATION

► LED Illumination



Geometry Diagram

The flexible board is formed to the desired shape and a high-density LED array placed on the substrate. The light is concentrated at the center of the illumination system.

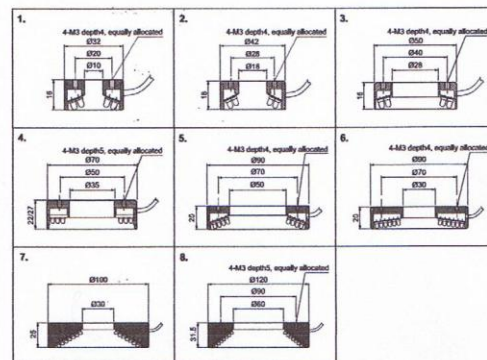


Model Name	Color	Power Consumption	Options	Dimension
CCS LDR2-32RD	●	12V/1.5W	D-P-A	1
CCS LDR2-32SW/GR/BL/UV	○/●/●/●	24V/2.0W	D-P-A	1
CCS LDR2-42RD	●	12V/2.1W	D-P-A	2
CCS LDR2-42SW/GR/BL/UV	○/●/●/●	24V/2.9W	D-P-A	2
CCS LDR2-50RD	●	12V/3.0W	D-P-A	3
CCS LDR2-50SW/GR/BL/UV	○/●/●/●	24V/4.1W	D-P-A	3
CCS LDR2-70RD	●	12V/6.0W	D-P*	4
CCS LDR2-70RD-WD	●	12V/6.0W	D-P*	4
CCS LDR2-70SW/GR/BL/UV	○/●/●/●	24V/8.2W	D-P*	5
CCS LDR2-70IR95	●	12V/5.3W	D-P*	5
CCS LDR2-90RD	●	12V/9.5W	D-P-A	6
CCS LDR2-90SW/GR/BL/UV	○/●/●/●	24V/15W	D-P-A	6
CCS LDR2-90-30RD	●	12V/14W	—	7
CCS LDR2-90-30SW/GR/BL/UV	○/●/●/●	24V/18W	—	7
CCS LDR2-120RD-WD	●	12V/24W	D-P-A	8
CCS LDR2-120SW/GR/BL/UV	○/●/●/●	24V/28W	D-P-A	8
CCS SQR-56	●	12V/3.0W	D-P	9
CCS SQR-56-N	●	12V/3.0W	D-P	9
CCS SQR-56-SW/GR/BL/UV	○/●/●/●	24V/4.1W	D-P	10
CCS SQR-56-IR95	●	12V/3.9W	D-P	10
CCS SQR-TP-28-OR	●	12V/0.5W	—	11
CCS SQR-TP-34-OR	●	12V/0.8W	—	12



High-intensity light output, creating crisp vivid images.

High-density LED arrays are arranged in an umbrella configuration, creating an extremely bright concentration of light at the centre of the illumination area. The LDR2 series uses a special heat dissipating enclosure for harsh environments and heat sensitive applications. This prevents the heat from building up in the LEDs, and increases both the life expectancy and the uniformity of the unit.



Anexo 11 – Características do iluminador.

Modelo	LDR2-50-IR-850
Tensão de entrada	12V
Corrente	0.25A max
Consumo energético	12V/3.0W
Cor do LED	-
Comprimento de onda predominante	850nm
Invólucro	Alumínio
Comprimento do cabo	0.3m
Conector	SMR-02V-B(JST)
Polaridade & Sinal	1: (+); 2 (-)
Condições de funcionamento	Temperatura: 0 – 40°C Humidade: 20 – 85%
Condições de armazenamento	Temperatura: 20 – 60°C Humidade: 20 – 85%
Método de arrefecimento	Dissipação de calor pelo material do invólucro
Peso	50g
Tempo esperado de vida	30000 horas até haver uma perda de cerca de 50% na intensidade do iluminador (tendo em conta as condições de funcionamento e armazenamento correctas).
Unidade de alimentação	PSB-1024V-WW